



**Ricardo Jorge Oliveira
Estêvão**

**Desenvolvimento de uma Prótese Transtibial
Endoesquelética**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor José António de Oliveira Simões, Professor Associado com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Prof. Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar do Departamento de Mecânica da Universidade de Aveiro.

Dedico este trabalho aos meus pais, à minha avó e à minha namorada pelo incansável apoio.

O júri

Presidente

Prof. Doutor Robertt Angelo Fontes Valente

Professor Auxiliar

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz

Professor Associado

Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof. Doutor José António de Oliveira Simões

Professor Associado com Agregação

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Carlos Alberto Moura Relvas

Professor Auxiliar

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Agradeço aos orientadores Prof. Doutor José Simões e Prof. Doutor Carlos Relvas por partilharem os seus conhecimentos científicos e pelo apoio e incentivo demonstrados durante a realização do trabalho.

Agradeço à Designer Antonieta Costa por todo o apoio e conhecimento partilhados.

Agradeço também aos Prof. Dr. António Veloso, Prof. Dr. Carlos Ferreira e Liliana Santos da FMH – Faculdade de Motricidade Humana, pela disponibilidade e simpatia com que me receberam.

Agradeço ao Sr. Leonardo da Ortopedia Alvalan por toda a paciência e esclarecimentos.

Agradeço a todos os colegas e verdadeiros amigos que acompanharam e estiveram sempre disponíveis nos momentos em que mais precisei.

Agradeço a toda a família, nomeadamente à minha irmã Isabel Paredes, pela total disponibilidade sempre que é necessário e por todo o apoio demonstrado.

O agradecimento final e especial é dedicado aos meus pais Joaquim Estêvão e Maria Alice Estêvão, à minha avó Alice Dinis e à minha namorada Teresa Marçal.

Palavras-chave

Amputação, Prótese Transtibial, Modelação 3D, Método dos Elementos Finitos, Análise de Marcha

Resumo

Actualmente existem milhões de pessoas que necessitam de próteses, sendo a grande maioria residente em países do terceiro mundo. Estas pessoas não conseguem suportar os elevadíssimos custos dos actuais componentes protésicos, motivo pelo qual urge o desenvolvimento de produtos cujo preço lhes seja acessível.

O flagelo das minas terrestres continua a ser a principal causa de amputações nos países mais pobres, onde uma percentagem considerável destas vítimas corresponde a crianças dos 6 aos 10 anos.

O objectivo deste trabalho foi a comparação de três próteses, cujos componentes estão disponíveis no mercado, visando o desenvolvimento futuro de uma prótese transtibial endoesquelética de baixo custo. Esta prótese deverá ser responsável por uma maior adaptabilidade e funcionalidade no que diz respeito à sua ergonomia e materiais.

Recorreu-se a um software de modelação 3D para efectuar a modelação das próteses e posteriormente proceder à simulação e comparação da estrutura membro-prótese, tendo utilizado como modelo uma criança de 10 anos. Para isso utilizou-se o "LifeModeler", que é uma aplicação computacional destinada a prever e simular a locomoção humana. Estas simulações foram realizadas recorrendo a materiais de diferente natureza, nomeadamente materiais metálicos, compósitos e poliméricos, com intuito de conhecer as forças e momentos aplicados nas articulações do modelo, nomeadamente no joelho esquerdo.

Uma vez conhecidos os momentos e forças, estes foram utilizados para efectuar a análise estrutural de cada prótese com o Método dos Elementos Finitos.

Os resultados obtidos permitiram determinar a prótese que melhor respondeu às solicitações no que diz respeito ao seu comportamento biomecânico.

Keywords

Amputation, Transtibial Prosthesis, 3D Modeling, Finite Element Method, Gait Analysis.

Abstract

There are millions of people currently in need of prostheses, living mainly in third world countries. These people can not afford to pay the high cost of the existing prosthetic components, therefore it is urgent the development of lower cost products in order to make them affordable.

The plague of landmines is still the main cause of amputations in the poorest countries, where a significant proportion of these victims are 6 to 10 year old children.

The purpose of this study was the comparison of three prostheses whose components are available in the market aiming the development of a low cost transtibial endoskeleton prosthesis in the near future. This prosthesis should be responsible for greater adaptability and functionality regarding its ergonomics and materials.

A 3D modeling software was used to perform the modeling of the prosthesis and used to simulate and compare the prosthesis-member structure, using a 10 year old child model. "LifeModeler" was used and is a computer application designed to predict and simulate human locomotion. These simulations were carried out using different nature materials such as metallic, composite and polymeric, aiming to determine the forces and moments applied in the joints of the left knee of the model. Once all moments and forces were known, they were used to perform the structural analysis of each implant using the Finite Element Method. The final results made it possible to conclude which prosthesis suits better concerning the biomechanical behaviour requirements.

Índice de Texto

Índice de Texto	i
Índice de Figuras.....	iii
Índice de Tabelas.....	v
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Motivação e objectivos.....	1
1.2 Conteúdos do documento	2
2 PRÓTESES TRANSTIBIAIS	5
2.1 Tíbia.....	5
2.2 Amputação.....	6
2.2.1 História da amputação	7
2.2.2 Principais causas de amputação	8
2.2.3 Níveis de amputação.....	9
2.3 Próteses transtibiais (contextualização).....	10
2.3.1 Alinhamento das próteses.....	15
2.4 Retrospectiva histórica	16
2.5 Procedimentos actuais de protetização	23
2.6 Próteses transtibiais actuais	27
2.6.1 Pé Niagara.....	27
2.6.2 Prótese com Sistema Harmony.....	29
2.6.3 Iwalk, o pé robótico.....	30
2.6.4 Cheetah® (Flex-Sprint III).....	31
3 TECNOLOGIAS DE SUPORTE.....	35
3.1 Ferramentas de modelação 3D.....	35
3.2 Tecnologia de simulação biomecânica	36
3.2.1 Introdução	36
3.2.1.1 Locomoção	36
3.2.1.2 Cinética.....	37
3.2.1.3 Ciclo de marcha.....	37
3.2.2 Software LifeModeler.....	38
3.3 Tecnologia de levantamento de forma.....	41
3.3.1 Scanner laser 3D.....	42
4 ESTUDO NUMÉRICO EXPERIMENTAL	45
4.1 Introdução	45

4.2	Modelação e materiais utilizados.....	45
4.2.1	Prótese “Ossur”.....	45
4.2.1.1	Obtenção do modelo digital da prótese “Ossur”	46
4.2.1.2	Materiais utilizados na prótese “Ossur”	47
4.2.2	Prótese de “Baixo Custo”	48
4.2.2.1	Obtenção do modelo digital da prótese de “Baixo Custo”	48
4.2.2.2	Materiais utilizados na prótese de “Baixo Custo”	50
4.2.3	Prótese “Pé Niagara”	51
4.2.3.1	Obtenção do modelo digital da prótese “Pé Niagara”	51
4.2.3.2	Materiais Utilizados.....	54
4.3	Simulação no software LifeModeler.....	55
4.3.1	Metodologia	55
4.3.2	Escolha de forças e momentos a aplicar nas simulações.....	64
4.4	Método dos elementos finitos.....	65
4.4.1	Aplicação do método dos elementos finitos na “Prótese Ossur”	66
4.4.2	Estudo pelo método dos elementos finitos da prótese “Pé de Niagara”	69
4.4.3	Aplicação do método dos elementos finitos na prótese “Baixo Custo”	72
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	75
5.1	Resultados provenientes do software LifeModeler	75
5.1.1	Momentos	75
5.1.2	Forças	77
5.2	Resultados provenientes do software Cosmos (SolidWorks).....	79
5.2.1	Tensão máxima	79
5.2.2	Deslocamento máximo.....	81
5.3	Discussão dos resultados	82
5.3.1	Discussão dos resultados provenientes do LifeModeler	82
5.3.1.1	Discussão dos momentos obtidos.....	83
5.3.1.2	Discussão das forças obtidas	84
5.3.2	Discussão dos resultados provenientes do Cosmos (SolidWorks).....	85
5.3.2.1	Discussão dos deslocamentos obtidos	85
5.3.2.2	Discussão das tensões obtidas.....	85
6	CONCLUSÕES E DESENVOLVIMENTOS FUTUROS	87
6.1	Conclusões.....	87
6.2	Desenvolvimentos futuros.....	89
	REFERÊNCIAS.....	90

Índice de Figuras

Figura 2-1: Tíbia - Vista anterior e vista posterior [5].....	6
Figura 2-2: Encaixe de prótese [9].....	11
Figura 2-3: Exemplo de corpo da prótese tubular já com elemento de ligação ao encaixe do pé [10]- ...	12
Figura 2-4: Pé de resposta dinâmica [10].	12
Figura 2-5: Prótese transtibial com encaixe em silicone [10].	14
Figura 2-6: Bomba de sucção que faz parte do sistema de vácuo [12].	15
Figura 2-7: Prótese realizada em madeira e couro [15].	17
Figura 2-8: Braço construído em ferro [16].	18
Figura 2-9: Braço em ferro com dedos articulados [17].	19
Figura 2-10: Mecanismo de mão artificial de Ambroise Pare [16]	19
Figura 2-11: Esquema de articulação do tornozelo patenteado por Douglas Bly [6].	20
Figura 2-12: Dr. Sethi a trabalhar nas suas próteses [19].	22
Figura 2-13: Medição do membro residual do paciente [20].	24
Figura 2-14: Aplicação do gesso no coto [20].	24
Figura 2-15: [a] Obtenção do molde negativo, [b] Preenchimento do molde com gesso [20]	25
Figura 2-16: Réplica do coto em gesso com tubo incorporado [20].....	26
Figura 2-17: Pé Niagara [21]	28
Figura 2-18: Prótese com pé Niagara aplicada num paciente amputado [21].....	28
Figura 2-19: Prótese com o sistema Harmony da Otto Bock [12].	29
Figura 2-20: Pé Power Foot One da IWalk [24].	30
Figura 2-21:Próteses Cheetah [27].....	31
Figura 2-22: Atleta Oscar Pistorius usando as próteses Cheetah [25].....	32
Figura 3-1: Ciclo de marcha [32].	38
Figura 3-2: Plano Sagital e o três planos que dividem o corpo humano [33].	40
Figura 3-3: Plano Transversal e os três planos que dividem o corpo humano [33].....	40
Figura 3-4: Máquina de Medição de Coordenadas CNC existente no Laboratório de Desenvolvimento de Produto do DEM-UA.	41
Figura 3-5: Scanner 3D disponível no Laboratório de Desenvolvimento de Produto do DEM-UA [37].....	44
Figura 4-1:Modelo real e modelo digital do Pé Talux [38].....	46
Figura 4-2: Prótese denominada” Ossur”(Pé Talux já com sistema de alinhamento e encaixe).	46
Figura 4-3: Fotografia e modelo digital do encaixe para a prótese de “Baixo Custo”	48
Figura 4-4: Fotografia e modelo digital do elemento de ligação corpo-encaixe.....	49
Figura 4-5: Pé da prótese “Baixo Custo” e respectiva modelação	49
Figura 4-6: Prótese de “Baixo Custo” e respectiva modelação.	49
Figura 4-7: Nuvem de pontos proveniente do scanner 3D no Solid Works.	52

Figura 4-8: Modelo digital do Pé Niagara.	52
Figura 4-9: Modelo digital da prótese “Pé de Niagara”	53
Figura 4-10: Modelo após a importação para o ambiente de trabalho do software LifeModeler.....	56
Figura 4-11: [a] Modelo com a prótese “Ossur” e articulações criadas, [b] Modelo com a prótese “Pé de Niagara” e articulações criadas, [c] Modelo com prótese “Baixo Custo” e articulações criadas.....	57
Figura 4-12: [a], [b] As posições provenientes da base de dados (esferas amarelas) e as posições do modelo (esferas vermelhas).....	58
Figura 4-13: Posições provenientes da base de dados e posições do modelo com a prótese de “Baixo Custo”.	59
Figura 4-14: [a], [b], [c] À esquerda o ajuste das posições do modelo e das posições provenientes da base de dados e à direita após a análise de equilíbrio já com a sincronização das duas posições efectuada.	60
Figura 4-15: [a] Solo e contactos criados e modelo com prótese “Baixo Custo” em plena simulação de marcha, [b] Modelo com prótese “Ossur” em simulação de marcha.....	61
Figura 4-16: Modelo com prótese “Pé de Niagara” em simulação de marcha.	62
Figura 4-17: Apresentação de resultados com diagrama das forças aplicadas no joelho esquerdo e simultaneamente a simulação de marcha a decorrer.....	63
Figura 4-18: Orientação dos eixos no Lifemodeler.....	64
Figura 4-19: Escolha do nó que vai ser a referência durante as simulações.....	67
Figura 4-20: Gráfico de refinamento da malha da prótese “Ossur”	68
Figura 4-21: Prótese “Ossur” com malha aplicada de 4 mm.	69
Figura 4-22: Gráfico com o refinamento da malha “ Prótese Pé de Niagara”	70
Figura 4-23: Malha de elementos finitos da Prótese “Pé de Niagara”	71
Figura 4-24: Gráfico com o refinamento da malha Prótese “Baixo Custo”	73
Figura 4-25: Prótese “Baixo Custo” com malha aplicada de 4 mm.	73
Figura 5-1: Momentos aplicados no joelho esquerdo do modelo com a Prótese “Ossur”.	75
Figura 5-2: Momentos no joelho esquerdo do modelo com prótese “Pé de Niagara”	76
Figura 5-3: Momentos aplicado no joelho esquerdo do modelo com prótese “Baixo Custo”	76
Figura 5-4: Forças obtidas utilizando o modelo com a prótese “Ossur”.	77
Figura 5-5: Forças obtidas utilizando o modelo com a prótese “Pé de Niagara”	77
Figura 5-6: Forças obtidas utilizando o modelo com a prótese “Baixo Custo”.	78
Figura 5-7: Prótese “Ossur” após a simulação e valores de tensão.	79
Figura 5-8: Tensão máxima da prótese “Pé de Niagara”	79
Figura 5-9: Tensão máxima da prótese “Baixo Custo”	80
Figura 5-10: Prótese “Ossur” após a simulação e valores de deslocamento.	81
Figura 5-11: Deslocamento máximo da prótese “ Pé de Niagara”	81
Figura 5-12: Deslocamento máximo da prótese “Baixo Custo”.	82

Índice de Tabelas

Tabela 3-1: Especificações técnicas do scanner 3D utilizadas neste trabalho [37].....	44
Tabela 4-1: Propriedades dos materiais utilizados na prótese “Ossur”	47
Tabela 4-2: Escolha de materiais para a prótese “Baixo Custo”	50
Tabela 4-3: Propriedades dos materiais utilizados na prótese “Baixo Custo”	51
Tabela 4-4: Propriedades dos materiais utilizados na prótese “Pé de Niagara”	54
Tabela 4-5: Tabela com a escolha de momento e forças a aplicar nas simulações.....	64
Tabela 4-6: Tabela com o refinamento da malha prótese “Ossur”	68
Tabela 4-7: Tabela com o refinamento da malha da prótese “Pé de Niagara”	70
Tabela 4-8: Tabela com o refinamento da malha da prótese “Baixo Custo”	72

1 INTRODUÇÃO

Prótese, por definição, é a substituição de um membro por uma peça artificial. Antes de falarmos em próteses, temos de pensar em amputações, visto que as pessoas que necessitam de próteses são aquelas que, pelos mais variados motivos, tiveram de se submeter à amputação de um ou mais membros.

Actualmente existem milhões de pessoas que necessitam de próteses transtibiais, sendo a grande maioria residentes em países do terceiro mundo. Como é natural, por razões económicas, estas pessoas são incapazes de pagar os elevadíssimos custos dos actuais componentes protésicos. Apesar de existirem vários programas de ajuda humanitária, o número de doações é limitado, devido aos elevadíssimos custos. Assim, as pessoas que vivem nessas áreas são forçadas a recorrer a próteses feitas de madeira, colocando em risco a sua própria saúde [1].

1

1.1 Motivação e objectivos

A principal causa de amputações nos países mais pobres continua a ser o flagelo das minas terrestres. Estes equipamentos são armas, das mais perigosas alguma vez construídas [2]. Existem dois tipos de minas terrestres: as minas AVM (*anti vehicle mine*) e as minas APM (*anti personal mine*)[3]. As AVM são dispositivos preparados para explodir quando os veículos passam por cima delas e as minas APM estão preparadas para explodir quando a vítima as pisa, ou em alguns casos quando se aproxima delas. Uma considerável percentagem de vítimas das minas corresponde a crianças entre os 6 e 10 anos a trabalhar nos campos agrícolas, que apesar de não haver clima de guerra continuam minados [3].

O objectivo desta tese consiste em comparar várias próteses transtibiais, concebidas de diferentes componentes e materiais e cujos resultados possam ser aplicados no desenvolvimento de uma nova prótese de custo reduzido, para assim ser democraticamente acessível a todas as crianças, independentemente da situação financeira dos seus pais ou responsáveis. Espera-se com este estudo contribuir para que futuramente as crianças, vítimas das minas, possam ter acesso a próteses transtibiais de baixo custo, mas de qualidade aceitável para uma boa qualidade de vida.

1.2 Conteúdos do documento

O capítulo 1 é constituído pela Introdução onde se faz o enquadramento do estudo.

2 No capítulo 2 descreve-se a constituição e principais características da tíbia, as principais causas de amputação e descreve-se a prótese transtibial e seus principais componentes. No final deste capítulo faz-se o levantamento do estado de arte no que se refere ao desenvolvimento das próteses transtibiais, nomeadamente as principais evoluções nos últimos anos.

No capítulo 3 apresentam-se as tecnologias de suporte utilizadas para a realização do trabalho, designadamente as ferramentas de modelação 3D (SolidWorks), as tecnologias de levantamento de forma (3D LASER SCANNER), as ferramentas de simulação de locomoção dinâmica (Adams/Lifemodeler) e as ferramentas de análise estrutural (CosmosWorks).

O capítulo 4 é dedicado ao estudo numérico-experimental. Descreve-se o processo experimental de obtenção dos modelos digitais das próteses, introdução da prótese no modelo do LifeModeler e as simulações efectuadas sobre o conjunto prótese-modelo. A análise estrutural de cada prótese é também apresentada neste capítulo.

No capítulo 5 são apresentados e discutidos os resultados obtidos. São comparados os gráficos da simulação de marcha do modelo amputado escolhido com três próteses diferentes: prótese “Ossur”, prótese “Pé de Niagara” e uma prótese de “Baixo Custo”. Neste capítulo é feita a discussão e análise dos resultados numéricos de elementos finitos.

O capítulo 6 é reservado às conclusões do trabalho efectuado, sendo apresentadas sugestões para o desenvolvimento de trabalhos futuros.

2 PRÓTESES TRANSTIBIAIS

2.1 Tíbia

A tíbia é um osso longo, o segundo maior do corpo humano (a seguir ao fémur), é robusto, uma vez que tem a função de transmitir o peso corporal dos côndilos medial e lateral do fémur para o pé. A tíbia situa-se por baixo do fémur, na zona antero-medial da perna, articulando-se com a fíbula quer na extremidade distal quer na extremidade proximal, sendo que a articulação na extremidade proximal, além da fíbula, é feita em conjunto com o fémur e na extremidade distal é feita em conjunto com o tálus. [4]

A tíbia é formada por uma diáfise e duas epífises, sendo a epífise superior muito maior que a inferior. A epífise superior (mais larga) apresenta duas concavidades praticamente planas, as cavidades glenóides da tíbia, separadas entre si por uma proeminência denominada superfície interglenóide. Na parte da frente existe outra proeminência, denominada tuberosidade anterior da tíbia. A diáfise, ou corpo, é muito resistente e apresenta uma secção predominantemente triangular. A epífise inferior apresenta uma superfície lisa que se articula no tornozelo com o astrágalo, a parte externa é composta pela chanfradura peronial que se deve articular com o perónio e, na extremidade interna, acaba numa proeminência óssea, o maléolo interno [4].

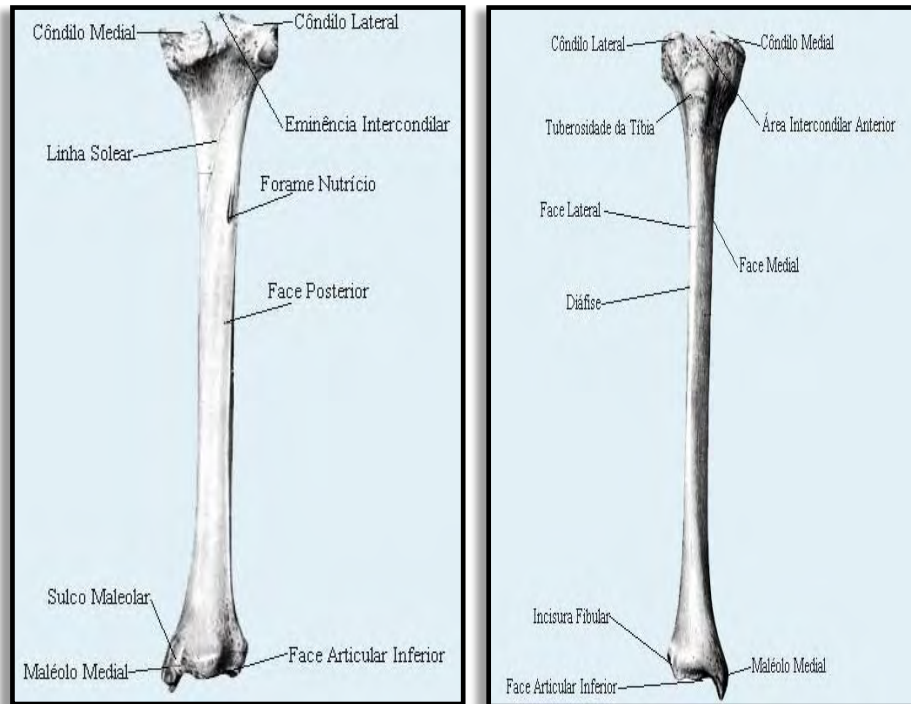


Figura 2-1: Tíbia - Vista anterior e vista posterior [5].

6

2.2 Amputação

A palavra amputação derivada do latim *ambi* (em volta de) e *putatio* (acção de cortar), é definida como a remoção parcial ou total de um membro do corpo.

Apesar de estar muitas vezes associada à derrota, mutilação e terror, a amputação deve ser encarada como uma forma de tratamento para libertar o paciente de uma extremidade dolorosa do seu corpo, que por muito difícil que seja a sua aceitação, não apresenta utilidade.

Esta solução tem de ser encarada como único meio de fornecer uma melhoria da qualidade de vida, logo deve ser vista como uma restauração e nunca como uma mutilação.

2.2.1 História da amputação

Os procedimentos de amputação são realizados desde os tempos remotos, como comprovam as descobertas arqueológicas. As primeiras técnicas de amputação tinham como grande limitação não conseguir controlar a perda de sangue, a chamada hemorragia, resultado do corte de artérias saudáveis. Tendo como causa estas limitações, as primeiras amputações eram feitas principalmente para remover o tecido que estava morto [6].

Os cirurgiões da Grécia antiga resolviam o problema da hemorragia amarrando os vasos sanguíneos durante a cirurgia. Estranhamente estas técnicas deixaram de ser usadas nos séculos seguintes, substituídas por técnicas de cauterização dos vasos sanguíneos com ferro quente ou óleo a ferver [6].

Os avanços nas cirurgias de amputação acompanharam as grandes guerras. O cirurgião militar francês Ambroise, para além dos preciosos contributos na idealização de novas próteses, teve um papel muito relevante nas técnicas de amputação, uma vez que foi ele, em 1529, que reintroduziu a técnica de amarrar (ligar) os vasos sanguíneos [6].

7

A introdução do torniquete, em 1674, que permitia um maior controlo do fluxo sanguíneo durante o procedimento de amputação foi uma das grandes inovações. A grande mudança, no entanto, viria a surgir um pouco mais tarde com o aparecimento dos gases anestésicos [6].

Esses desenvolvimentos foram usados amplamente durante a Guerra Civil Americana, em que foram realizadas mais de 50 mil amputações [6].

2.2.2 Principais causas de amputação

As amputações de membros inferiores advêm de causas diversas, tais como processos vasculares, traumáticos, tumorais, infecciosos e congénitos [7].

As amputações de membros inferiores, causadas por doenças vasculares periféricas, atingem principalmente pacientes de uma faixa etária mais avançada, os quais estão mais susceptíveis a doenças degenerativas como a arteriosclerose. Dentro das patologias vasculares podem-se citar as doenças arteriais, venosas ou linfáticas [7].

As amputações traumáticas atingem adolescentes e jovens adultos, pois estes estão mais expostos a acidentes de trabalho, acidentes de viação, e em ambientes específicos a cenários de guerra. Na última situação referida as principais causas de amputação são as minas perdidas [7].

8

As amputações tumorais são mais frequentes em crianças e adolescentes.

As amputações infecciosas são cada vez menos frequentes devido aos avanços laboratoriais e consecutivo recurso a medicamentos mais específicos. Quando estas acontecem, estão intimamente ligadas a processos traumáticos e vasculares [7].

Os pacientes portadores de anomalias congénitas que apresentam deformidades importantes, que podem impossibilitar a protetização ou dificultar a função do membro residual, são geralmente encaminhados para procedimentos cirúrgicos, estando, entre eles, a amputação. Indica-se a amputação nos primeiros anos de vida, pois há uma reabilitação precoce e maior aceitação por parte do paciente [7].

2.2.3 Níveis de amputação

O coto de amputação deve ser considerado como um novo membro, uma vez que é parte integrante do corpo e também responsável pelo controlo da prótese. Para que o coto possa exercer esta última função, principalmente na deambulação, tem de estar em perfeitas condições, tais como:

- Nível adequado, uma vez que nem sempre o melhor coto é o mais longo.
- Coto estável, visto que a presença de deformidades nas articulações proximais ao coto pode dificultar a deambulação e a protetização.
- Bom estado da pele: coto com boa sensibilidade, sem úlceras e enxertos cutâneos facilita a reabilitação.
- Ausência de neuromas terminais: para certos níveis a presença destes impede o contacto e/ou descarga distal.
- Boa circulação arterial e venosa, evitando isquemia e estase venosa.
- Boa cicatrização: as suturas devem ser efectuadas em locais apropriados conforme o nível de amputação. As cicatrizes não devem ser irregulares, hipertróficas ou apresentar aderências, retracções, deiscências e supurações [8].

9

Para que haja um padrão ao nível da terminologia ortoprotésica foi desenvolvido um sistema de classificação internacional que define os vários níveis de amputação existentes:

- Parcial de dedos e pé – Excisão de qualquer parte de um ou mais dedos do pé;
- Desarticulação do nível da articulação metatarso-falângica.
- Parcial de dedo do pé/ ressecção em raio. Ressecção do 3º, 4º e 5º metatársicos e dedos.
- Transmetatársico – amputação através da secção média de todos os metatarsos.
- Symes – desarticulação da túbio-társica, podendo envolver a remoção dos maléolos e das partes distais do peróneo e da tibia.
- Amputação transtibial – é realizada entre a amputação de Symes e a desarticulação do joelho. Podemos dividi-la em 3 níveis, ou seja, em amputação transtibial do terço proximal, médio e distal. Para esses níveis, devemos considerar a importância funcional da articulação do joelho na reabilitação e na deambulação dos pacientes amputados [8].

10

2.3 Próteses transtibiais (contextualização)

As próteses transtibiais são equipamentos que substituem a tibia/fíbula (conjunto ósseo, localizado abaixo do joelho e acima do pé). As próteses transtibiais podem ser do tipo endoesqueléticas e exoesqueléticas.

As próteses endoesqueléticas ou modulares são normalmente constituídas por módulos onde a conexão entre encaixe e pé protésico é realizada com a utilização de elementos modulares e tubos. Podem ter os seus componentes produzidos em alumínio, aço ou titânio, entre outros materiais, podendo posteriormente ser revestidas com espuma cosmética.

As exoesqueléticas também conhecidas por convencionais são confeccionadas com componentes de madeira ou plástico fazendo a conexão entre o encaixe e o pé protésico. As vantagens do sistema exoesquelético são a resistência, a durabilidade e a pouca manutenção das próteses, porém, tem como desvantagens uma estética menos agradável, menos opções de componentes e algumas dificuldades nos realinhamentos.

Uma prótese transtibial convencional é constituída por três elementos principais: o encaixe, o corpo e o pé. O encaixe é a parte da prótese que se destina a alojar o coto.



Figura 2-2: Encaixe de prótese [9].

O corpo é o elemento que substitui a canela, por se tratar de uma prótese abaixo do joelho.



Figura 2-3: Exemplo de corpo da prótese tubular já com elemento de ligação ao encaixe do pé [10]-

O pé é a extremidade inferior da prótese que apoia todo o conjunto no solo, ou seja, substitui o pé natural do amputado.

12



Figura 2-4: Pé de resposta dinâmica [10].

Os elementos de ligação de todos os componentes são os elementos pé-corpo e o elemento encaixe-corpo. O elemento pé-corpo é o elo de ligação do pé ao corpo da prótese e o elemento encaixe-corpo é o elemento que liga o encaixe ao corpo da prótese que é responsável não só pela fixação do conjunto, mas também pelo alinhamento da prótese.

O encaixe na prótese transtibial permite a ligação de dois elementos. Esta peça é fundamental, porque permite a junção entre um sistema mecânico e o corpo humano.

A peça de encaixe das próteses transtibiais, é normalmente feita em resina acrílica e possui um encaixe em polifórmio que garante conforto pela sua forma macia, é termomoldável, amortece o impacto, mas perde espessura com o tempo (desgaste natural devido ao uso). Dentro deste tipo de encaixes para as próteses transtibiais pode referir-se os encaixes tipo KBM, PTS e PTB [9].

O encaixe **KBM** (*Kondylen Bettung Munster*) significa em alemão, acomodação dos côndilos de Munster, é o encaixe mais utilizado. A descarga é feita no tendão patelar e sustentação por envolvimento do côndilo tibial medial. [11].

No encaixe **PTB** (*Patellar Tendon Bearing*) a descarga é feita por baixo da rótula mediante uma saliência no encaixe que comprime a região e sobre a qual se projecta parte do peso. O modelo original, da década de 50, era sustentado por uma correia, passando acima do joelho. Actualmente o termo é usado para qualquer prótese com descarga no tendão patelar, independente do modo de sustentação [11].

O encaixe **PTS** (*Protése Tibiale Supracondilienne*) em Francês, prótese tibial supracondiliana permite uma descarga no tendão patelar e suspensão por envolvimento dos côndilos (saliências da cabeça do osso) lateral e medial da tíbia e da patela[11] .

Existem ainda outras opções de encaixe para pacientes com amputação transtibial, que começam a ser mais utilizadas, mas também mais dispendiosas como o *Silicon Gel Linear* e o Sistema de expulsão de ar *Vass*.

O encaixe de *Silicon Gel Liner* é indicado para uso de amputação transtibial (abaixo do joelho), possui todas as características conhecidas do silicone conciliando a combinação de amortecimento, conforto e aderência oferecidos pelo revestimento com tecido têxtil de *Dyneema*.



Figura 2-5: Prótese transtibial com encaixe em silicone [10].

14

Encaixe com Sistema de expulsão de ar Vass é um sistema de expulsão de ar, ou seja, todo ar que se apresentar na parte interna do encaixe é expelido por uma válvula introduzida na parte externa do mesmo. Coloca-se junto ao coto através de um sistema de vácuo que proporciona um bem-estar muito aceitável ao seu utilizador [9].



Figura 2-6: Bomba de sucção que faz parte do sistema de vácuo [12].

2.3.1 Alinhamento das próteses

15

O alinhamento da prótese serve para corrigir as imperfeições do coto, ou seja, se o coto do amputado estiver torto (seja por uma amputação mal feita ou por um problema físico de má formação óssea), a prótese pode ficar torta. Nestes casos existe uma tendência natural para a prótese alinhar segundo a inclinação do coto. Sem possibilidade de alinhamento a prótese ficará desalinhada com o centro de gravidade do indivíduo.

Basicamente, existem quatro problemas que podem ocorrer nas próteses devido ao desalinhamento do coto. O desalinhamento do membro sadio pode ser:

- Membro residual inclinado para dentro do centro corporal do indivíduo;
- Membro residual inclinado para fora do centro corporal do indivíduo;
- Membro residual inclinado para a frente do centro corporal do indivíduo;
- Membro residual inclinado para trás do centro corporal do indivíduo;

O alinhamento da prótese é uma variável importante no processo de protetização do paciente. Existem no mercado alguns componentes desenvolvidos especialmente para permitir o alinhamento da prótese. No entanto, este componente é normalmente caro, representando a maior quota no preço total da prótese. Qualquer nova concepção para substituir ou melhorar este componente deverá ter como única finalidade a redução do custo [13].

2.4 Retrospectiva histórica

A origem da palavra prótese vem do Grego pros - em lugar de, e tithemi - colocar, isto é, "para colocar em lugar de ". A prótese é portanto por definição uma peça que substitui um órgão, seja ele interno ou externo, do corpo humano [14].

- 16 A primeira descrição do uso de uma prótese encontra-se nos escritos de um historiador grego, Heródoto (484 a.C.), que relata a história de um homem persa que se encontrava preso por algemas de ferro que lhe prendiam a perna e ele conseguiu libertar-se, tendo para isso amputado o próprio pé. Constanos nos mesmos escritos que o tal homem, após as cicatrizações das feridas, construiu um pé de madeira, e voltou inclusive a lutar contra os seus inimigos.

A prótese mais antiga que sobreviveu até aos tempos modernos, foi encontrada por investigadores ingleses, e consiste na substituição do dedo grande do pé de uma pessoa do sexo feminino que terá vivido entre 1000 a.C. e 600 a.C. Esta prótese é constituída por madeira e couro e encontra-se no museu do Cairo. Antes desta descoberta, e durante muito tempo, a prótese considerada mais antiga é uma perna de cobre e madeira, que data do terceiro século Ac. [15]



Figura 2-7: Prótese realizada em madeira e couro [15].

Estas descobertas comprovam que as próteses já existem desde a antiguidade e algumas eram sofisticadas, tendo em conta o seu aspecto estético. No que respeita à funcionalidade das próteses, esta sempre foi limitada principalmente pela escassez de materiais, mas também pela falta de conhecimentos clínicos que levava à morte prematura dos pacientes candidatos ao uso de próteses. Esta falta de conhecimentos clínicos era notória antes do ano de 1600, altura em que eram usados métodos rudimentares para estancar o sangramento de um amputado, métodos como a cauterização (termo médico usado para descrever o acto de queimar parte do corpo humano para remover ou fechar alguma região) e o esmagamento [11].

17

Na Idade Média as próteses eram feitas por armadores e apenas os cavaleiros tinham acesso a essas mesmas próteses. Inicialmente os armadores fabricavam, com técnicas primitivas as armaduras, que tinham a funcionalidade de proteger os guerreiros nas batalhas, mas posteriormente começaram a fabricar próteses como prolongamento da armadura original para substituir os membros dos guerreiros decepados nas batalhas. Essas próteses eram pesadas e pouco funcionais.



Figura 2-8: Braço construído em ferro [16].

O aparecimento da pólvora em 1346 marcou uma mudança nas necessidades protésicas devido a novos danos traumáticos.

18

Um homem que fica na história da evolução das próteses foi Von de Gotz Berlichingen que viveu entre 1489 e 1562, e recebeu o apelido de “Mão de Ferro” aos 30 anos de idade, devido ao facto de ter perdido a sua mão direita durante uma sangrenta luta no cerco de Landshut. Durante os meses necessários para a cicatrização da sua amputação traumática, este cavaleiro com o auxílio dos seus armeiros idealizaram o fabrico de um meio braço de metal, Figura 2-9. Essa mão mecânica podia ligar-se com absoluta segurança e firmeza ao seu antebraço e manter a sua espada firmemente presa em posição de ataque ou de defesa. Nos anos seguintes à sua protetização, Van de Gotz Berlichingen envolveu-se em diversas campanhas militares, tornando-se um cavaleiro lendário.



Figura 2-9: Braço em ferro com dedos articulados [17].

No século XVI, a concepção do mecanismo de próteses de membros superiores foi enriquecida, através das contribuições de Ambroise Paré [1510-1590], um cirurgião do exército francês que durante as batalhas foi desenvolvendo novas técnicas de amputação e reabilitação.

19

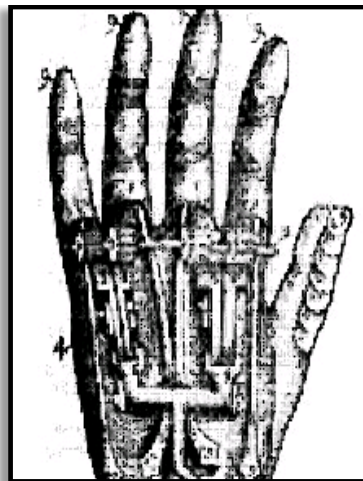


Figura 2-10: Mecanismo de mão artificial de Ambroise Pare [16]

O século XIX, foi um século com inúmeros avanços no que diz respeito à evolução protésica, com uma série de contribuições que levaram ao surgimento de novos métodos e materiais para a protetização.

Em 1858, Dr. Douglas Bly inventou e patenteou a “perna anatómica Doctor Bly”. Este médico, na altura, apelidou a sua invenção como sendo a mais completa e bem sucedida em membros artificiais. A particularidade desta invenção está na peça que substitui a articulação do tornozelo que era uma esfera de marfim embutida em borracha vulcanizada.

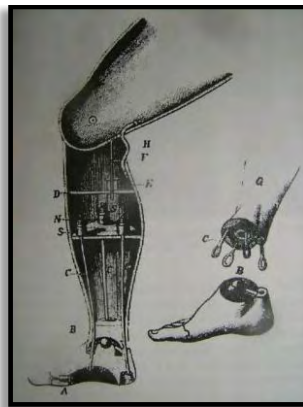


Figura 2-11: Esquema de articulação do tornozelo patenteado por Douglas Bly [6].

Mais tarde, no mesmo século (1863), Dubois Parmlee inventou uma prótese inovadora para a época, visto que tinha um sistema de sucção de ar que permitia uma melhor fixação do membro residual.

Pouco mais tarde, no mesmo ano, Gustav Hermann sugeriu o uso de alumínio em vez do aço para as próteses. Esta ideia, no entanto, só foi posta em prática em 1912, quando Marcel Desoutter, um famoso aviador, perdeu a perna num acidente aéreo, e fabricou a primeira prótese em alumínio com o auxílio de um irmão engenheiro.

Depois das duas guerras mundiais havia um grande número de amputados e nessa altura existiam próteses, inclusive com articulação do joelho em que os componentes eram fabricados em aço. As próteses eram muito caras e a restante população, não militar, só tinha acesso a próteses feitas em madeira e alumínio [11].

Feita a retrospectiva da história das próteses para amputados, não é possível deixar de fazer uma referência a quem no século XX fez um esforço para fazer a protetização das pessoas mais necessitadas, e que de outra forma não teriam possibilidade de restaurar a sua locomoção. De certo que existirão outras, mas é justo referenciar duas pessoas que tiveram um papel fundamental na protetização dos mais necessitados.

Pramod Karan Sethi, 1969

Pramod Karan Sethi foi um cirurgião Indiano, desenvolveu em 1969 o que ficou conhecido por pés de Jaipur. Era um cirurgião sempre empenhado em ajudar as pessoas, cedo tentou proporcionar aos amputados a possibilidade de terem próteses feitas de resina e fibra de vidro. Contudo constatou que passados uns dias as pessoas a quem ele tinha colocado a prótese andavam novamente de muletas, colocando as próteses de lado. Chegou à conclusão que, por questões culturais e pelo tipo de trabalho que as pessoas desempenhavam, as próteses não eram as mais indicadas para aquelas pessoas, uma vez que elas precisavam de entrar descalças em casa e nos templos que frequentavam, assim como ficavam expostas a água até aos joelhos quando trabalhavam nos campos de arroz [18].

21

Dr. Sethi concebeu uma prótese que contemplava os costumes e as necessidades das pessoas dos meios rurais da Índia. Criou o pé Yapur que é feito de madeira coberta por borracha modelada num molde de metal. Este pé é muito flexível, resistente à água e tem

a aparência de um pé real, ou seja, era o ideal para as pessoas daquela região. A prótese completa de Yapur tem o pé de borracha e a perna de alumínio [18].



Figura 2-12: Dr. Sethi a trabalhar nas suas próteses [19].

22

Meena Dadha, 1986

Em 1986, Meena Dadha, uma mulher natural de Chennai, muito activa e preocupada com as necessidades da sociedade, lembrou-se de fazer algo para ajudar os milhares de amputados existentes na Índia.

Meena Dadha começou um programa designado de Dahan Mikti, programa esse sediado na cidade de Chennai. Inserida neste programa estava a criação de uma oficina móvel que permitiu chegar às pessoas de aldeia remotas e fabricar as tão desejadas próteses com boa qualidade e num curto espaço de tempo.

2.5 Procedimentos actuais de protetização

Com o intuito de entender o processo de protetização, foi feito contacto com o Hospital Distrital da Figueira da Foz (HDF), mais concretamente com o Serviço de Aprovisionamento, onde gentilmente foi recomendado e cedido o contacto da clínica Ortopedia Alvalan, Lda. Depois de conversar com a pessoa responsável pela clínica, foi possível conhecer os passos e procedimentos efectuados nesta clínica na protetização transtibial de um paciente.

De uma forma generalista e tendo em conta a informação cedida pela referida clínica é feita a descrição do processo de protetização transtibial.

23

O processo de confecção e adaptação das próteses tem que satisfazer as necessidades específicas de cada paciente. Esta particularidade faz com que os pacientes tenham de ser acompanhados individualmente, não permitindo que as próteses possam ser produzidas em larga escala.

Uma das etapas críticas do processo é a identificação do estado do membro residual do paciente, que no pior cenário resulta na impossibilidade do paciente candidato poder usar a prótese.

A fase do processo de confecção que o torna artesanal e personalizado está na criação do encaixe. O encaixe tem de ser adaptado à forma do membro residual, que varia de paciente para paciente. O nível de amputação, o estado de cicatrização e massa muscular de cada membro residual, são factores variáveis entre pacientes, e fundamentais na criação de um encaixe, que não é mais do que uma réplica fiel do coto.

A primeira fase de criação do encaixe consiste na medição do membro residual, sendo as zonas de apoio e articulações as zonas medidas, Figura 2-13.



Figura 2-13: Medição do membro residual do paciente [20].

24

Uma vez obtidas as medidas do coto, é então iniciado o processo de criação do encaixe, cujo primeiro passo é reproduzir a volumetria do membro residual com o auxílio de ligaduras de gesso, Figura 2-14.



Figura 2-14: Aplicação do gesso no coto [20].

Estas ligaduras quando retiradas do coto do paciente, funcionam como um molde “negativo” que é preenchido por gesso, para posterior obtenção de uma réplica do membro residual do paciente. É inserido um tubo na réplica para facilitar o seu manuseamento, uma vez que esta é posteriormente rectificada de acordo com as medições feitas na fase inicial do processo.

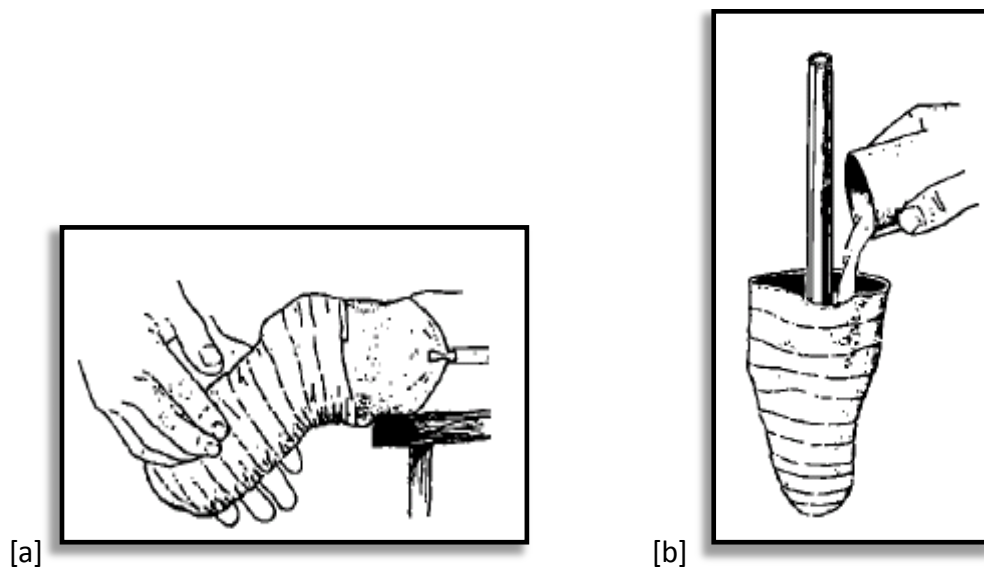


Figura 2-15: [a] Obtenção do molde negativo, [b] Preenchimento do molde com gesso [20]



Figura 2-16: Réplica do coto em gesso com tubo incorporado [20]

26

Uma vez obtida a réplica do coto, esta é utilizada como suporte para a obtenção de um protótipo do encaixe em polipropileno [PP], que pela sua transparência permite ao técnico protésico realizar o encaixe no membro residual do paciente e verificar as zonas problemáticas, sempre com o auxílio da participação do paciente através das queixas deste. Devido à transparência do encaixe o técnico pode identificar zonas com demasiada pressão ou com bolsas de ar que vão provocar a instabilidade do encaixe, e portanto devem ser eliminadas.

O encaixe final é realizado com base no protótipo obtido, sendo utilizados normalmente materiais termoendurecíveis, como resinas ou materiais compósitos.

Os restantes componentes da prótese, tais como tubos, elementos de ligação e articulações, dependendo do tipo de protetização, são adquiridos pela clínica em diversos fornecedores e dependem de diversos factores tais como idade e estilo de vida do paciente. Se o paciente for activo e praticar desportos, os componentes têm de ser em materiais leves e resistentes, o que naturalmente encarece o produto.

Uma vez completo o processo de protetização do paciente, são necessárias diversas afinações realizadas pelo técnico, que vão ser necessárias ao longo do tempo. A prótese como qualquer peça mecânica necessita de manutenção. Por vezes com o passar do tempo acontecem variações significativas do peso do paciente, o que pode obrigar à realização de novo encaixe, repetindo todo o processo descrito anteriormente.

2.6 Próteses transtibiais actuais

Houve uma evolução enorme das próteses transtibiais, principalmente no que se refere a geometrias e materiais utilizados. De seguida descrevem-se algumas próteses e componentes.

27

2.6.1 Pé Niagara

Trata-se de um pé concebido especificamente para indivíduos que vivem ou trabalham em condições adversas, ou seja para pessoas muito activas. Este pé é constituído num material bastante resistente ao impacto para satisfazer as necessidades do seu público-alvo. O material em causa é o DuPontTM Delrin[®] 300CP, que é um polioximetileno (POM) [21].

Este material possui características muito específicas e adequadas para este tipo de prótese, onde a alta resistência contra impactos, mesmo em baixas temperaturas, elevada rigidez, boa resistência mecânica e alongamento são requisitos essenciais [21].



Figura 2-17: Pé Niagara [21]

O Pé Niagara foi concebido por Robert Gabourie (Niagara Protética Orthotics & International Ltd.), com apoio de parceiros da indústria, designadamente a Hippo Design (Montebello, Québec), a Précicad (Québec, Québec), a DuPont (E.U.A.) e uma equipa de

28 engenheiros da Queen's University (Kingston, Ontário) [21].



Figura 2-18: Prótese com pé Niagara aplicada num paciente amputado [21]

2.6.2 Prótese com Sistema Harmony



Figura 2-19: Prótese com o sistema Harmony da Otto Bock [12].

29

O Sistema Harmony® da Otto Bock possui um conceito inovador que protege bastante os membros residuais, Figura 2-19.

Este sistema reduz a quantidade de ar entre o encaixe e forro. Tal é conseguido através do uso de uma bomba e uma válvula de escape. O sistema, que é activado em todas as etapas de locomoção, através de uma bomba mecânica ou por um sensor electrónico, regula a pressão negativa necessária dentro de um intervalo definido [12].

A pressão negativa promove a circulação do sangue, evitando o indesejado encolhimento do volume do membro residual quando o paciente usa uma prótese durante mais tempo. A facilitação da circulação sanguínea faz com que este sistema seja adaptado a

amputados com complicações como diabetes, complicações da estrutura óssea ou irritações na cicatriz. [12]

2.6.3 Iwalk, o pé robótico

O pé robótico IWalk foi desenvolvido por pesquisadores do MIT, Media Lab e da Brown University, liderados pelo Professor Hugh Herr [22]. Esta prótese, diferente de todas as outras próteses apresentadas, principalmente por questões monetárias e alta tecnologia utilizada, não pode deixar de ser alvo de apontamento no que respeita ao desenvolvimento das próteses transtibiais. Este pé robótico através do auxílio de um motor eléctrico dá um impulso na passada do paciente. Dois microprocessadores poderosos e seis sensores avaliam e ajustam a posição do tornozelo, rigidez, amortecimento e energia, milhares de vezes por segundo, antecipando a necessidade do utilizador. [23]

30



Figura 2-20: Pé Power Foot One da IWalk [24].

Os compósitos reforçados com fibra de carbono utilizados permitem componentes estruturais de elevada resistência sem aumento de peso.

2.6.4 Cheetah[®] (Flex-Sprint III)

Esta é uma das próteses transtibiais mais conhecidas, pelas pessoas em geral, em grande parte devido à mediatização por um dos atletas que as usa ter sido impedido de participar nos Jogos Olímpicos de Pequim. Oscar Pistorius de seu nome, um atleta Sul-Africano, nasceu com uma malformação congénita bilateral, nas partes distais dos membros inferiores, denominada de hemimelia fibular. Esta malformação é caracterizada pela ausência da fíbula, tendo Oscar Pistorius sido amputado em criança [25].

Usando estas próteses concebidas especificamente para a prática desportiva e sendo construídas em fibra de carbono, o atleta começou a alcançar excelentes resultados nos 100, 200 e 400 metros de provas para-olímpicas. [26]

31



Figura 2-21:Próteses Cheetah [27].

Depois das excelentes marcas, o atleta foi convidado pela IAAF (Associação Internacional de Atletismo) para participar num encontro amigável de atletismo, para correr com atletas sem deficiência. O atleta aceitou e contra todas as expectativas ficou em segundo

lugar, tendo ficado com a ideia de que seria possível conseguir os mínimos olímpicos e participar nos Jogos de Pequim.

A IAAF não aceitou a possibilidade do atleta Oscar Pistorius poder participar nos jogos Olímpicos de Pequim, alegando que o atleta poderia tirar partido do uso das suas próteses. A IAAF pediu um estudo das próteses de Oscar Pistorius, que foi realizado no Instituto de Biomecânica e Ortopedia da Universidade de Colónia (Alemanha). Este estudo usou câmaras high-speed, plataformas de forças, scanners tridimensionais entre outros equipamentos e comparou a performance de Pistorius com a de um grupo controlo constituído por cinco atletas convencionais [26].

A conclusão do estudo demonstrou que há uma perda de energia de 9,3% nas próteses usadas por Pistorius contrastando com 41,1% da energia perdida no tornozelo humano, o que dá a Pistorius uma vantagem de cerca de 30% sobre os outros atletas. Deste modo, para percorrer a mesma distância, na mesma velocidade que os outros atletas, Pistorius necessita de menos energia [26].

32



Figura 2-22: Atleta Oscar Pistorius usando as próteses Cheetah [25].

Apesar deste estudo, o atleta recorreu ao Tribunal Superior do Desporto que lhe deu razão. No entanto, apesar de já ter a permissão para participar no Jogo Olímpicos, que tanto queria, não conseguiu alcançar a marca mínima para participar em Pequim. Contudo Pistorius está decidido a treinar para poder estar presente nos Jogos Olímpicos de Londres a realizar em 2012.

3 TECNOLOGIAS DE SUPORTE

3.1 Ferramentas de modelação 3D

Os sistemas de desenho assistido por computador, mais conhecidos por aplicações de CAD, têm como principal objectivo a modelação 3D, que pode ser por elementos sólidos ou uma modelação por elementos de superfície. As aplicações de CAD mais recentes permitem em simultâneo estes dois tipos de modelação, que é usualmente designada por modelação híbrida [28].

A modelação 3D é um processo de representação digital de um objecto 3D, através de um software de desenho assistido por computador (aplicação CAD). O utilizador pode construir a representação fiel de um objecto sólido existente ou criar um. Nesta modelação, entre muitos outros factores, o utilizador pode alterar textura, luminosidade, e cor no aspecto do objecto e tem disponíveis ferramentas de modelação comuns à maioria dos softwares, passando a referir as mais importantes: features (que permite realizar todas as operações básicas de criação de um sólido), surface (que permite trabalhar e tratar superfícies) e assembly (ferramenta que permite juntar peças previamente modeladas). Existem outras ferramentas importantes tais como o 3D rendering que permite criar uma imagem foto realística do modelo criado.

35

A modelação 3D no desenvolvimento de um produto é de grande importância, porque se tivermos as ferramentas adequadas (aplicações CAD), que nos permitam gerar exactamente a ideia que temos do futuro produto, podemos posteriormente transmitir o resultado para a restante equipa de produção, e numa fase final através das ferramentas de prototipagem criar um protótipo, que permita ter uma ideia muito mais precisa e conclusiva daquilo que vai ser o produto final. Algumas aplicações, como no caso da que foi usada neste trabalho (Solid Works 2009), permitem a simulação estrutural através do

método dos elementos finitos, que permite por exemplo saber a deformação sofrida por um objecto devida a uma determinada força ou momento.

3.2 Tecnologia de simulação biomecânica

3.2.1 Introdução

3.2.1.1 Locomoção

A locomoção é uma classe de movimentos muito comum no comportamento motor humano, composta por movimentos integrados e complexos dos segmentos do corpo. Em Biomecânica, a locomoção necessita da aplicação simultânea de diversos métodos de mensuração qualitativa e quantitativa de forma a abranger toda a complexidade da sua investigação [29].

36

A locomoção é atingida com movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interacção dinâmica das forças internas (muscular e articular) e forças externas (inercial, gravitacional e friccional).

Sempre que o organismo realiza o seu movimento de uma forma estruturada, tirando partido dos fenómenos de reacção, como forças externas, o grau de coordenação na locomoção aumenta.

A marcha pode ser definida por comportamentos motores compostos e por movimentos integrados do corpo humano [30].

3.2.1.2 Cinética

Cinética é um ramo da ciência que estuda as forças que actuam no corpo humano. As variáveis cinéticas incluem as forças de reacção do solo, os momentos de força, potência e trabalho das articulações durante o movimento. O momento de força caracteriza o somatório das forças dos músculos, tendões, ligamentos e ossos que actuam internamente para fazer oposição às forças externas que actuam no corpo humano. A intensidade do momento interno de força reflecte a tendência que as forças musculares e passivas tendem a causar na rotação de um segmento em relação ao seu centro de rotação. O método mais comum para análise dos dados cinéticos é a dinâmica inversa que, através das equações de Newton, aplica as variáveis conhecidas como força de reacção de solo, massa e centro de massa dos segmentos, momento de inércia e posições dos segmentos no diagrama de corpo livre. O software utilizado (Lifemodeler), após a simulação de marcha permite, automaticamente, obter o conhecimento de forças e momentos aplicados em cada articulação [31].

37

3.2.1.3 Ciclo de marcha

Um ciclo de marcha ou uma passada corresponde ao intervalo entre dois toques do mesmo calcanhar no solo. O primeiro toque corresponde ao início do ciclo (0%) e o segundo toque finaliza o ciclo (100%). Esse ciclo pode ser dividido em duas fases: apoio (0–60%) e balanço (60–100%). A fase de apoio corresponde ao período em que o pé está em contacto com o solo e pode ser dividido em: primeiro duplo apoio (0 – 10%), apoio simples (10 – 50%) e segundo duplo apoio (50 – 60%). A fase de balanço corresponde ao período em que o pé não está em contacto com o solo e é dividido em balanço inicial, médio e terminal [32].

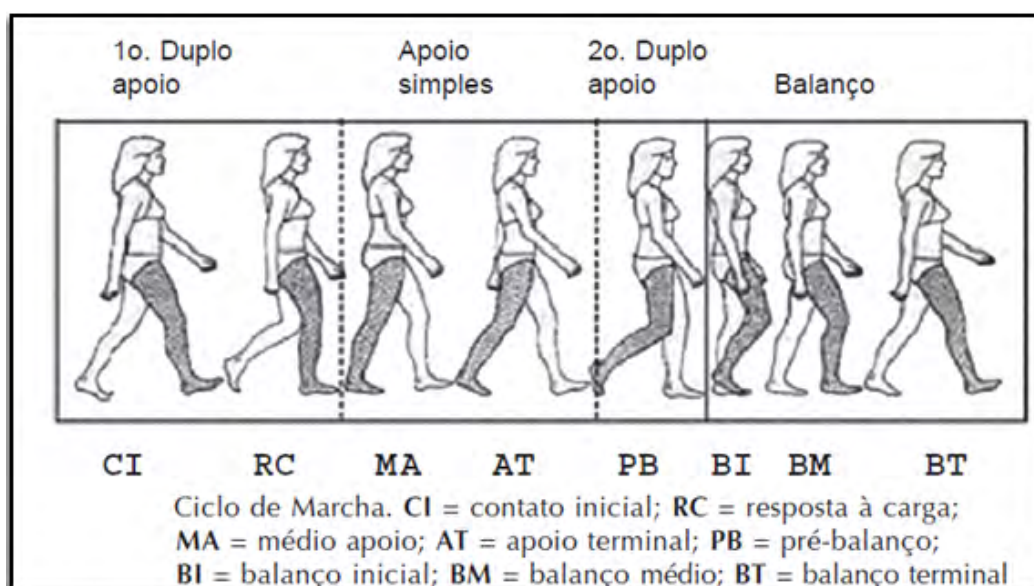


Figura 3-1: Ciclo de marcha [32].

3.2.2 Software LifeModeler

38

LifeMOD[™] é uma das ferramentas de simulação biomecânica disponíveis no mercado. Destina-se a engenheiros, designers e outros interessados em biomecânica e possibilita a criação de modelos humanos, efectuando simulações dinâmicas e permitindo a obtenção de forças e momentos aplicadas em diversas articulações do modelo, tais como tornozelo, anca, joelho, etc [27].

O uso de ferramentas de simulação, nomeadamente de simulação biomecânica tem vindo a aumentar. As empresas de uma forma geral sabem que as ferramentas de simulação têm um papel fundamental no desenvolvimento do produto, porque permitem inovar, reduzir os riscos, aumentar a produtividade e diminuir os custos.

O software LifeModeler é utilizado com o software MD ADAMS (MSC.Software), uma vez que utiliza alguns dos seus recursos. O LifeMod permite a importação de objectos modelados em aplicações CAD, e permite associar esses produtos modelados a um modelo para efectuar simulações, como por exemplo um homem a jogar ténis, ou a jogar golf e dessas simulações obter informações tais como forças, momentos, aplicados no joelho ou no tornozelo do referido modelo [27].

Na construção de um modelo humano virtual no LifeMod é possível escolher características tais como idade, altura, peso, sexo ou em alternativa obter as mesmas através de dados disponíveis na base de dados antropométricos. É possível colocar o modelo numa posição desejada, como sentado ou em execução, e criar o ambiente com o qual o modelo pode interagir [27].

O LifeMOD permite a obtenção de dados como forças, deslocamento, velocidades, acelerações, momentos e ângulos. Possui um eficaz pós-processamento, e permite criar gráficos e tabelas conjugados com as simulações de movimento [27].

39

Relativamente aos momentos, o LifeModer fornece os valores dos momentos aplicados nas diversas articulações do modelo no plano sagital e no plano transversal.

O Plano Sagital divide o corpo simetricamente em partes direita e esquerda.

As acções articulares ocorrem em torno de um eixo horizontal ou transversal e incluem os movimentos de flexão e extensão.

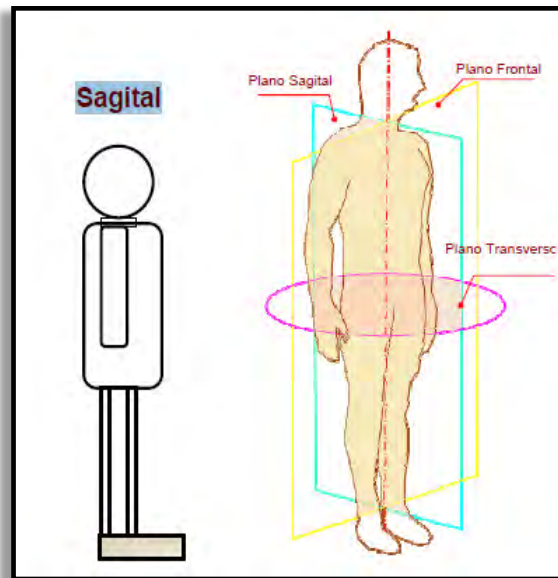


Figura 3-2: Plano Sagital e o três planos que dividem o corpo humano [33].

O Plano Transversal ou Horizontal divide o corpo nas partes superior ou cranial e inferior ou caudal.

40

As acções articulares ocorrem em torno de um eixo longitudinal ou vertical e incluem a rotação medial – lateral e pronação – supinação.

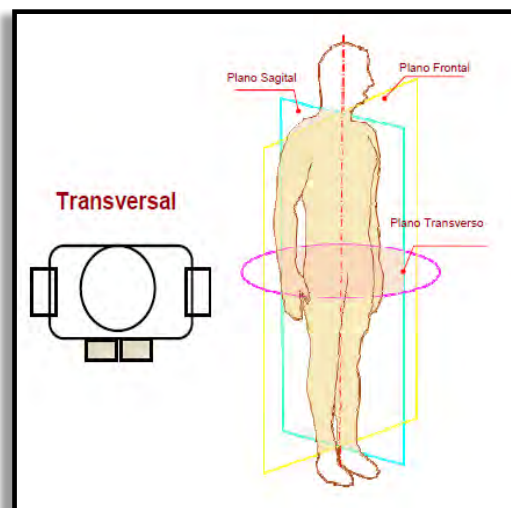


Figura 3-3: Plano Transversal e os três planos que dividem o corpo humano [33].

3.3 Tecnologia de levantamento de forma

As tecnologias de levantamento de forma têm como função determinar as coordenadas tridimensionais dos pontos que constituem uma determinada superfície, e pode ser feita com ou sem contacto.

Nos métodos de levantamento de forma com contacto a máquina está dotada de uma sonda de prova que permite fazer vários contactos com as superfícies que se pretende digitalizar, registando a posição de cada ponto e gerando uma “nuvem” de pontos que depois pode ser tratada numa aplicação de CAD de modo a permitir a reconstrução digital da superfície. Um dos exemplos de máquinas de levantamento de forma com contacto são as CMM (coordinate measuring machine) ou em português MMC (máquina de medição de coordenadas), que podem fazer a inspecção e controlo dimensional de peças ou serem usadas para obter as nuvens de pontos inerentes aos processos de digitalização.

41



Figura 3-4: Máquina de Medição de Coordenadas CNC existente no Laboratório de Desenvolvimento de Produto do DEM-UA.

Os métodos de levantamento de forma sem contacto dividem-se em dois grandes grupos: passivos e activos. As técnicas passivas de levantamento de forma são as técnicas que

utilizam a luz ambiente para obter informação sobre a superfície de estudo. As técnicas activas são aquelas que projectam um feixe de luz ou energia e retiram a informação da posição dos pontos através do seu reflexo [34].

3.3.1 Scanner laser 3D

Um scanner 3D é um dispositivo que permite adquirir informação de um objecto real, a partir de condições estabelecidas pelo operador. Posteriormente é possível exportar essa informação através de diferentes formatos como: DXF, VRML, STL, IGES para depois ser tratada no software de CAD, permitindo a obtenção do modelo digital. Os scanners 3D são muito utilizados porque as ferramentas de CAD não permitem realizar satisfatoriamente a modelação de objectos com morfologia mais complexa.

42

Em ambientes industriais assim como na investigação e desenvolvimento torna-se necessário muitas vezes a obtenção de modelos digitais, de objectos reais. Este processo de reconstrução é conhecido genericamente por engenharia inversa, ou de forma mais específica por processos de aquisição e levantamento de forma.

Nos últimos anos observou-se uma diminuição considerável no preço dos scanners 3D assim como no dos computadores com capacidades gráficas utilizados nestes processos. Estes dispositivos são amplamente utilizados em todas as áreas industriais e de projecto onde se faça uso de tecnologias de engenharia inversa e de prototipagem [35].

Existem no mercado várias tecnologias diferentes no que diz respeito a scanners 3D sendo que cada uma tem as suas vantagens e inconvenientes. A título de exemplo os scanners que usam mecanismos ópticos (lasers) têm alguns problemas no que diz respeito a reflexos, em peças brilhantes, ou a ausência deles em peças com cores escuras

e foscas. Uma das técnicas simples utilizadas para minimizar este problema é pintar as superfícies do objecto com uma tinta opaca, preferencialmente de cor branca.

Os scanners laser 3D enviam pontos de luz para um objecto e só recebem uma pequena percentagem desses pontos novamente, através da óptica que utilizam. Essa óptica consiste num sensor que capta o ponto de luz enviado, e posteriormente um software processa os dados e regista as coordenadas do ponto em relação ao referencial do scanner.

Com esta técnica, os scanners laser 3D podem criar um modelo de um objecto 3D de uma forma muito célere.

Os scanners 3D produzem uma imagem com o registo da posição de cada ponto do objecto. Esta nuvem de pontos produzida pelos scanners 3D, normalmente é exportada para uma ferramenta de CAD, apesar de, que para uma simples visualização e medição para a indústria da arquitectura ou construção civil a referida nuvem de pontos de pontos seja suficiente. [36]

43

Duas características básicas dos scanners 3D são a resolução e a precisão. Uma boa precisão indica-nos se a coordenada de um ponto medido se aproxima da coordenada real desse ponto. A precisão é fornecida pelo fabricante do equipamento e é determinada através de testes padrão utilizados com frequência na produção de máquinas de medida. A resolução é a distância mais pequena entre dois pontos que o scanner consegue obter, e pode ser controlada no software e pelo operador, de modo, a tornar a aquisição mais célere.



Figura 3-5: Scanner 3D disponível no Laboratório de Desenvolvimento de Produto do DEM-UA [37].

Tabela 3-1: Especificações técnicas do scanner 3D utilizadas neste trabalho [37]

Especificações	
Área de Trabalho	254 mm (diâmetro) - 406,4mm (altura)
Peso Máximo na mesa	5 Kg
Resolução	0,2mm
Velocidade	15 rpm - Rotação do Prato
Passo de Varrimento	50mm/s
Formatos Exportados	DXF, VRML, STL, IGES
Método de Scan	Laser óptico- Triangulação Spot beam
Laser	Frequência da onda:- 600 a 700 nm - 2857 hz.
Peso do Equipamento	32 Kg
Consumo de Energia	0,39 Watts
Interface com o Computador	Serial (RS 232)
Temperatura de Operação	5 a 40° C
Acessórios	Transformador (220/12 Volt) Cabo de ligação, Manuais de Operação. Roland Software Package.

4 ESTUDO NUMÉRICO EXPERIMENTAL

4.1 Introdução

O estudo numérico-experimental consistiu na escolha de três próteses de mercado de custos e finalidades diferentes. O critério de escolhas das próteses levou-nos a escolher uma prótese de baixo custo, cujos componentes, são estruturalmente pobres. A segunda escolha recaiu no pé Niagara, com dois adaptadores, tubo e o encaixe. A terceira prótese escolhida foi uma prótese da marca Ossur cuja constituição já é bastante complexa e arrojada e cujos componentes são estruturalmente mais avançados.

Numa primeira fase foi efectuada a modelação de cada uma das três próteses escolhidas e considerados os respectivos materiais. Numa segunda fase, e utilizando o software LifeModeler, foi desenvolvido um modelo virtual membro-prótese para cada uma das próteses e realizadas simulações virtuais com o objectivo de obter os momentos e forças aplicados por cada uma das próteses nas articulações mais próximas das mesmas, nomeadamente o joelho. Numa terceira fase, e utilizando os resultados fornecidos pelo LifeModeler foi usado o Método dos Elementos Finitos para efectuar a análise estrutural.

45

4.2 Modelação e materiais utilizados

4.2.1 Prótese “Ossur”

Esta prótese comercial é constituída por três componentes principais: o encaixe, o sistema de alinhamento e o pé. O encaixe efectua o interface entre o membro residual, usualmente designado por coto, e a prótese. O sistema de alinhamento corrige as imperfeições em termos de inclinação de membro sadio nos planos medial-lateral e anterior-posterior. O pé protésico substitui o pé e tornozelo humano e tem como funções opor resistência dissipando e distribuindo tensões, rotações e flexões no acto da marcha.

4.2.1.1 Obtenção do modelo digital da prótese “Ossur”



Figura 4-1: Modelo real e modelo digital do Pé Talux [38].

46



Figura 4-2: Prótese denominada “Ossur” (Pé Talux já com sistema de alinhamento e encaixe).

4.2.1.2 Materiais utilizados na prótese “Ossur”

No que diz respeito aos materiais, esta prótese é constituída por materiais leves e resistentes. A prótese tem a seguinte constituição:

Tabela 4-1: Propriedades dos materiais utilizados na prótese “Ossur”

Encaixe		Silicone
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	112400	MPa
Coefficiente de Poisson	0.28	Sem unidades
Peça de conexão (sistema de alinhamento-encaixe)		Titânio Ti8Mn
Peça de conexão (sistema de alinhamento- peça em “J”)		Titânio Ti8Mn
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	115000	MPa
Coefficiente de Poisson	0.33	Sem unidades
Sistema de alinhamento		Aço Inoxidável
Gancho		Aço Inoxidável
Apoio Tira		Aço Inoxidável
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	200000	MPa
Coefficiente de Poisson	0.28	Sem unidades
Pé		Compósito de tecido de carbono em matriz de resina epóxida
Peça “J”		Compósito de tecido de carbono em matriz de resina epóxida
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	40000	MPa
Coefficiente de Poisson	0.3	Sem unidades
Peça de conexão (Peça em “J”-Pé)		Borracha
Tira		Borracha
Módulo de Young	6.1	MPa
Coefficiente de Poisson	0.49	Sem unidades

4.2.2 Prótese de “Baixo Custo”

No estudo feito por Carlos Eduardo Sanches da Silva, André Luiz Coutinho e Carlos Eduardo Martins de Oliveira, todos em representação da Universidade Federal de Itajubá (UNIFEI), no Congresso Brasileiro de Gestão do Desenvolvimento do Produto, é apresentada uma solução para uma prótese transfemoral de baixo custo para responder às necessidades urgentes dos denominados “Países de terceiro mundo” e que foi adaptada para o presente estudo.

4.2.2.1 Obtenção do modelo digital da prótese de “Baixo Custo”

48

Utilizando as ferramentas de modelação do software SolidWorks, seguem as fotografias dos componentes reais e os respectivos modelos digitais.

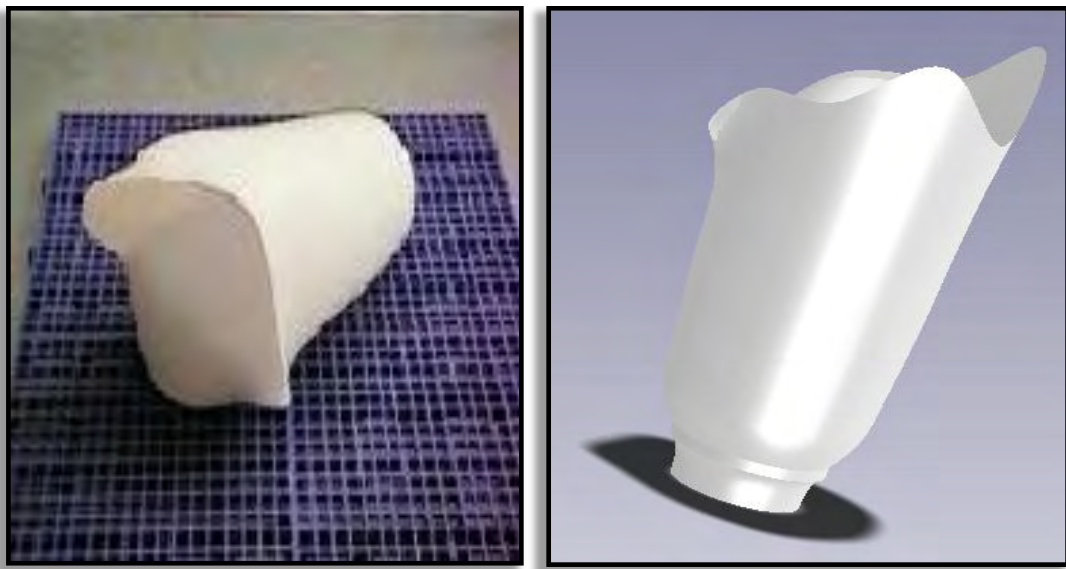


Figura 4-3: Fotografia e modelo digital do encaixe para a prótese de “Baixo Custo”

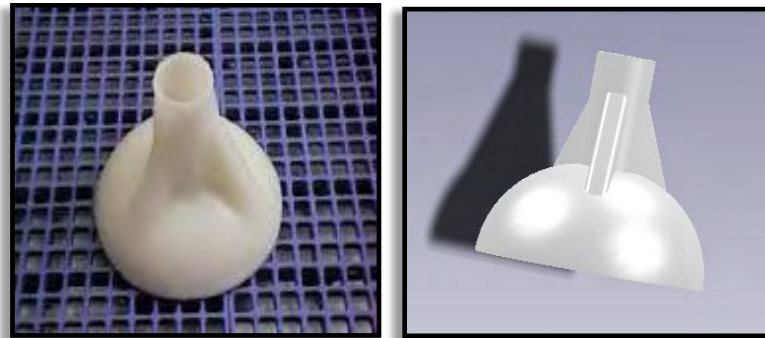


Figura 4-4: Fotografia e modelo digital do elemento de ligação corpo-encaixe

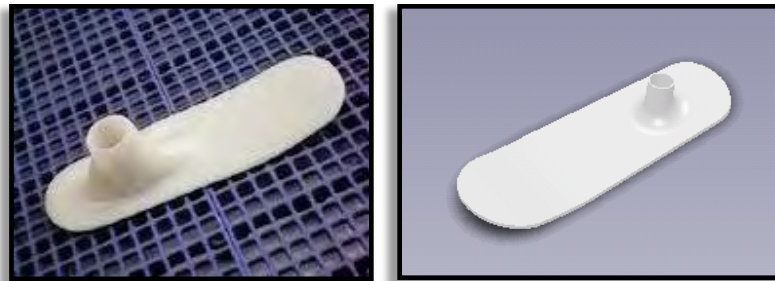


Figura 4-5: Pé da prótese “Baixo Custo” e respectiva modelação

49



Figura 4-6: Prótese de “Baixo Custo” e respectiva modelação.

4.2.2.2 Materiais utilizados na prótese de “Baixo Custo”

O grande desafio consiste na obtenção de próteses que tenham todos os requisitos de qualidade, conforto e resistência, essenciais neste tipo de produto, mas a baixo custo.

Os autores desta prótese escolheram o material de cada componente, justificando a escolha desses materiais em detrimento de outros, dentro de uma gama de materiais mais utilizados. Os escolhidos pelos autores estão descritos na Tabela 4-2.

Tabela 4-2: Escolha de materiais para a prótese “Baixo Custo”

Componente	Hipóteses	Escolha	Justificação
Seleccção do corpo	Barra de ligação em alumínio, barra de ligação numa liga de titânio e uma barra de ligação em madeira	Barra de ligação em alumínio	A barra de madeira é a opção de menor custo, mas também a de menor durabilidade A barra na liga de titânio, apesar de mais resistente é a opção mais cara
Seleccção do pé	Polipropileno, fibra de carbono e borracha	Polipropileno	Tanto a fibra de carbono como a borracha são opções de cara obtenção; O pé em polipropileno, sendo a solução mais económica, responde de forma positiva às solicitações de resistência, absorção de impacto e flexibilidade.
Seleccção do elemento de conexão pé-corpo	Inexistente	Suprimido	Com o objectivo de não encarecer o produto optou-se por fixar o pé ao corpo da prótese com um parafuso e uma porca de pressão
Seleccção do alinhador	Polipropileno		O alinhador em polipropileno não é maquinado o que não o encarece
Seleccção do encaixe	Resina acrílica, polipropileno Surlyn, polipropileno	Polipropileno	O encaixe em resina acrílica é mais caro e tem o processo de fabrico mais complicado; O encaixe em polipropileno Surlyn custa cerca de três vezes mais que o polipropileno

Na tabela 4-3 encontram-se as características dos materiais utilizados na prótese “Baixo Custo”

Tabela 4-3: Propriedades dos materiais utilizados na prótese “Baixo Custo”

Encaixe		Polipropileno
Pé		Polipropileno
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	896	MPa
Coefficiente de Poisson	0.4103	Sem unidades
Corpo		Al99,5 (1050)
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	70000	MPa
Coefficiente de Poisson	0.33	Sem unidades

4.2.3 Prótese “Pé Niagara”

Esta é uma prótese cujo principal componente é o pé de Niagara, pelas suas características e composição. Esta prótese é constituída pelo pé Niagara, por um adaptador pé-corpo, por um tubo, um adaptador corpo-encaixe e pelo encaixe.

4.2.3.1 Obtenção do modelo digital da prótese “Pé Niagara”

Para obter o modelo digital do pé Niagara recorreu-se a um modelo físico existente. Utilizando os recursos do departamento do DEM-UA, nomeadamente o scanner 3D disponível, obteve-se uma nuvem de pontos que foi posteriormente tratada na aplicação SolidWorks.

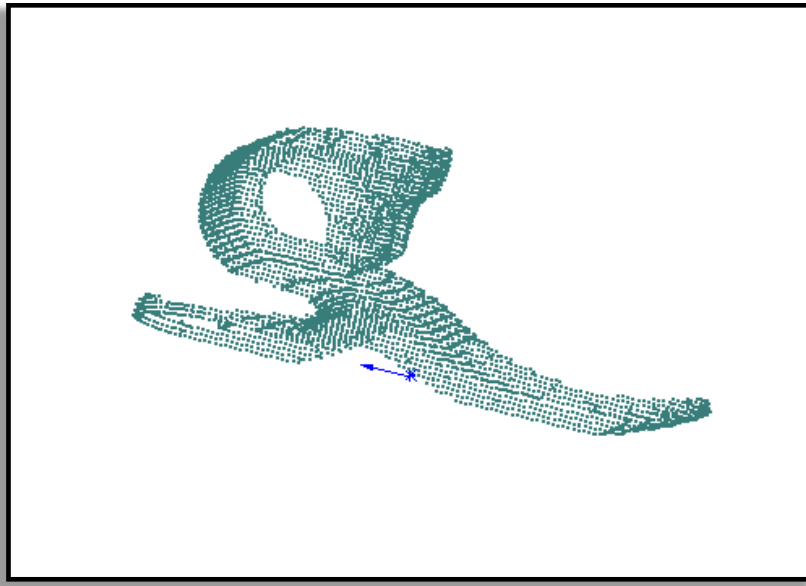


Figura 4-7: Nuvem de pontos proveniente do scanner 3D no Solid Works.

A Figura 4-8 ilustra o modelo digital obtido por tratamento da “nuvem” de pontos.

52

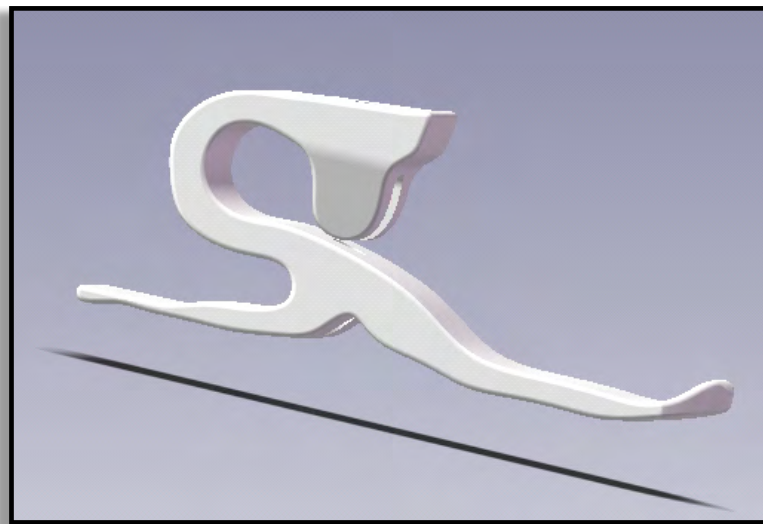


Figura 4-8: Modelo digital do Pé Niagara.

A figura 4-9 ilustra a prótese completa.

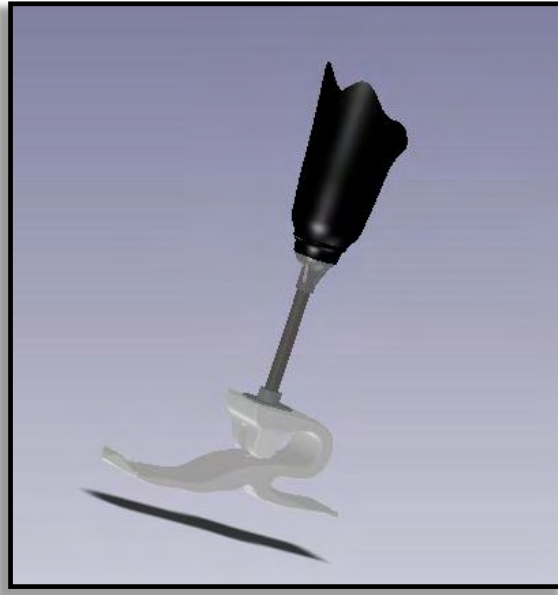


Figura 4-9: Modelo digital da prótese “Pé de Niagara”.

4.2.3.2 Materiais Utilizados

A seguinte tabela contém as propriedades de todos os componentes da prótese

Tabela 4-4: Propriedades dos materiais utilizados na prótese “Pé de Niagara”.

Encaixe		Resina Acrílica
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	2000	MPa
Coeficiente de Poisson	0.3	Sem unidades
Elemento de conexão (encaixe -corpo)		Aço Inoxidável
Elemento de (pé -corpo)		Aço Inoxidável
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	200000	MPa
Coeficiente de Poisson	0.3	Sem unidades
Corpo		Liga de titânio Ti-5Al-2.5n-ELI
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	110300	MPa
Coeficiente de Poisson	0.31	Sem unidades
Pé		Polímero Reforçado (POM GF30)
Propriedade	Valor	Unidades
Módulo de Young	5200	MPa
Coeficiente de Poisson	0.35	Sem unidades

4.3 Simulação no software LifeModeler

Tendo em consideração um dos objectivos do estudo, que consistia em gerar informações para o desenvolvimento futuro de uma prótese de baixo custo para crianças, o modelo escolhido da base de dados da aplicação LifeModeler foi o de uma criança de dez anos.

Uma vez escolhido o modelo foram realizadas uma série de operações no LifeModeler e feita a simulação de marcha para obter os momentos e forças aplicados nas articulações mais próximas da zona amputada que contém a prótese.

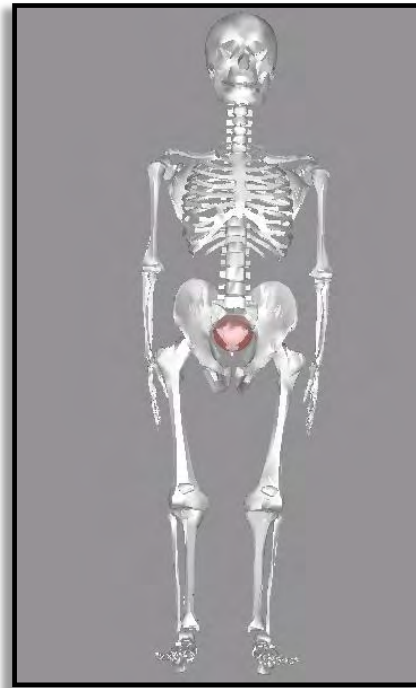
A metodologia efectuada está descrita no ponto 4.3.1, onde é apresentada a comparação das simulações do modelo com as três próteses.

4.3.1 Metodologia

55

A primeira fase consistiu em criar os segmentos corporais. Estes segmentos podem ser configurados pelo utilizador, mas neste trabalho foi utilizado um modelo já existente na base de dados do LifeModeler. O modelo contém um conjunto de dados e parâmetros do corpo humano, assim como os movimentos conseguidos por captura de imagens de movimento.

O modelo escolhido foi de uma criança dos sexo feminino, com 31 kgf de peso, com 1,32 m de altura e 10 anos de idade, de seu nome Britney. A escolha do modelo deveu-se ao facto deste modelo estar disponível na base de dados do LifeModeler, mas principalmente porque se trata de uma criança, cuja faixa etária é uma das mais afectadas pelo flagelo das minas nos países de terceiro mundo.



56

Figura 4-10: Modelo após a importação para o ambiente de trabalho do software LifeModeler.

Colocação da prótese

Depois da remoção do osso a amputar do modelo, neste caso a tíbia, através do comando “delete segments”, foi feita a colocação da prótese no modelo. A prótese foi colocada através da opção “bushing” e foi feita entre o encaixe da prótese e a parte restante da tíbia.

Criação das articulações

Numa terceira fase os segmentos criados na fase anterior foram ligados entre si e foram aplicados momentos com os respectivos graus de liberdade. Esses momentos funcionam como molas para estabilizar o modelo durante as simulações dinâmicas.

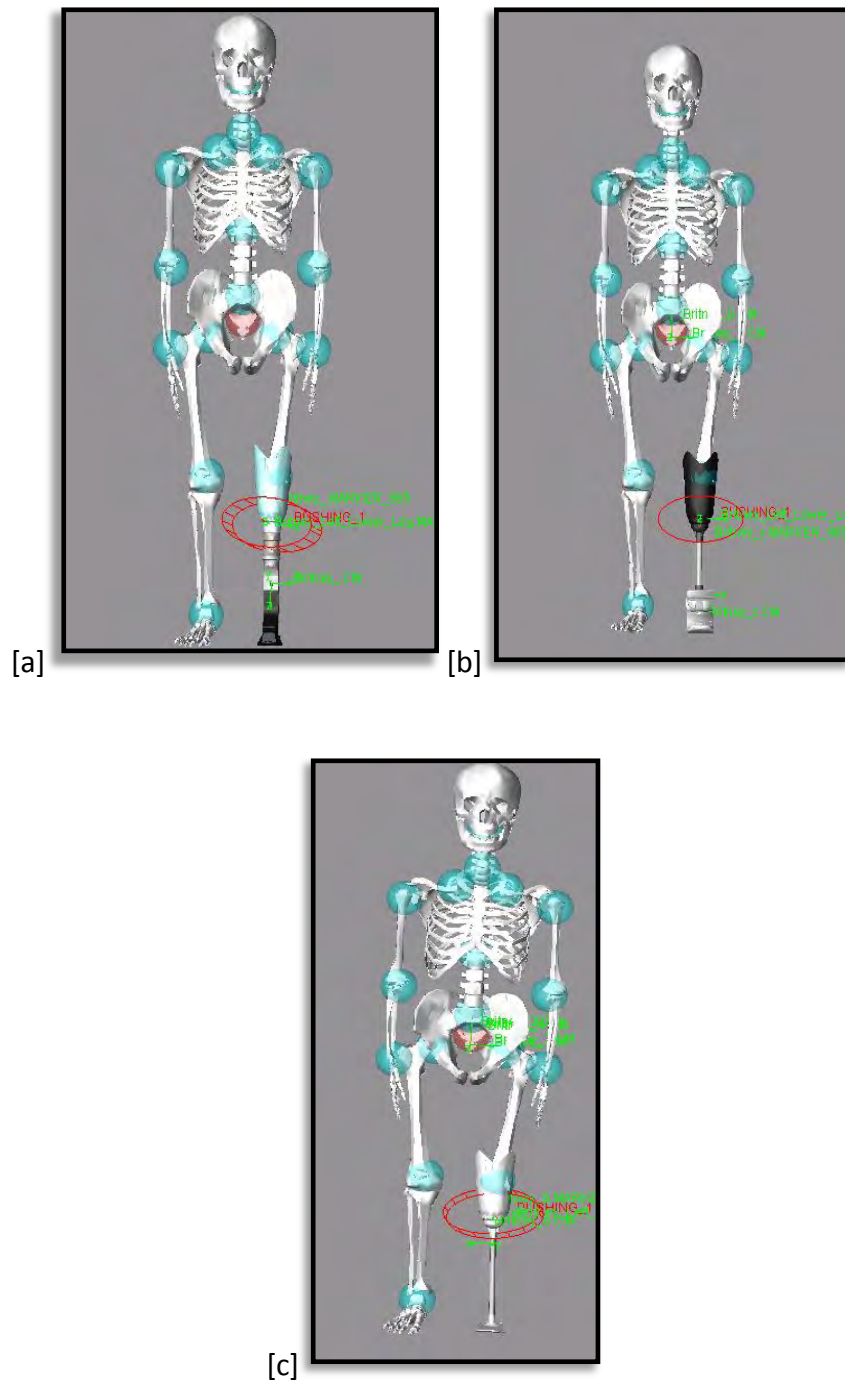


Figura 4-11: [a] Modelo com a prótese "Ossur" e articulações criadas, [b] Modelo com a prótese "Pé de Niagara" e articulações criadas, [c] Modelo com prótese "Baixo Custo" e articulações criadas.

Criação do agente de movimento

O modelo inicial é passivo, sendo necessário atribuir movimento. Os dados da trajetória que se encontram na base de dados do Lifemodeler foram obtidos através da captação por câmaras da simulação de marcha de um indivíduo com as mesmas características corporais que o respectivo modelo no LifeModeler. Os agentes do movimento têm a função de guiar os segmentos através dos dados da trajetória das marcas colocadas no indivíduo, cujos dados são importados para o software através do “Import Motion Capture Data”. Os agentes do movimento aparecem no modelo como pequenas esferas e reduzem as diferenças geométricas entre o modelo e o indivíduo e assim permitem a correcta localização do modelo.

58

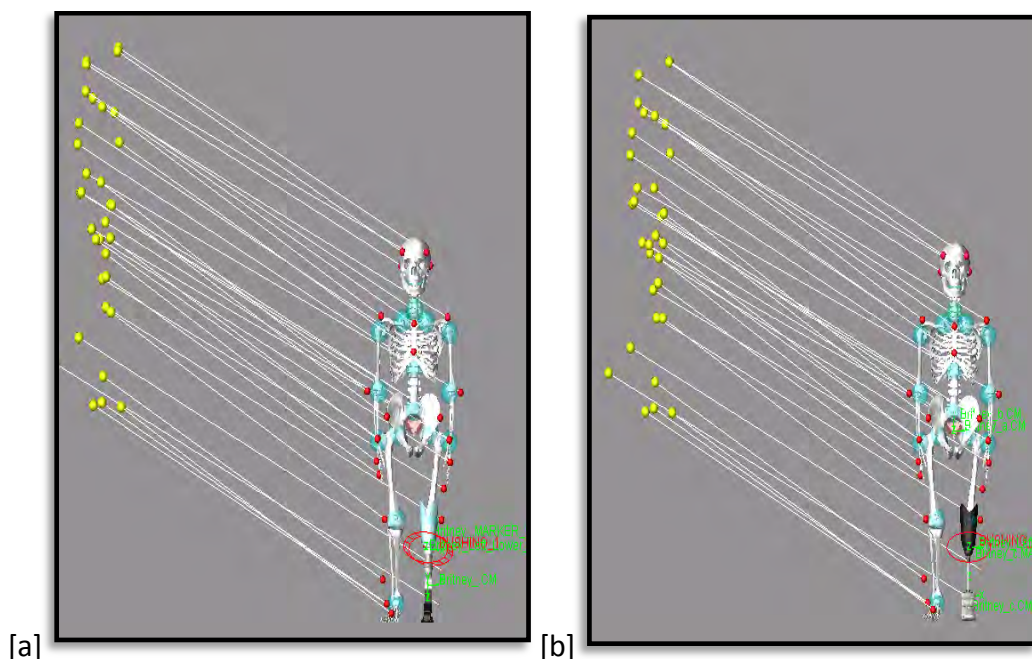


Figura 4-12: [a], [b] As posições provenientes da base de dados (esferas amarelas) e as posições do modelo (esferas vermelhas).

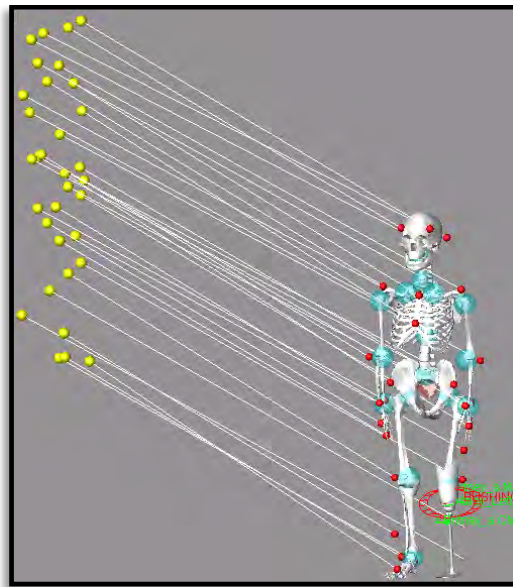


Figura 4-13: Posições provenientes da base de dados e posições do modelo com a prótese de “Baixo Custo”.

Análise de equilíbrio

Para ajustar o modelo às posições do ficheiro tem de ser feita uma análise do equilíbrio. Esta é uma análise dinâmica que mantém fixas as posições dos agentes de movimento do ficheiro, enquanto procura a configuração de mínimo consumo energético nas molas dos agentes do movimento. Os agentes de movimento com mais peso terão mais influência no modelo e na configuração inicial.

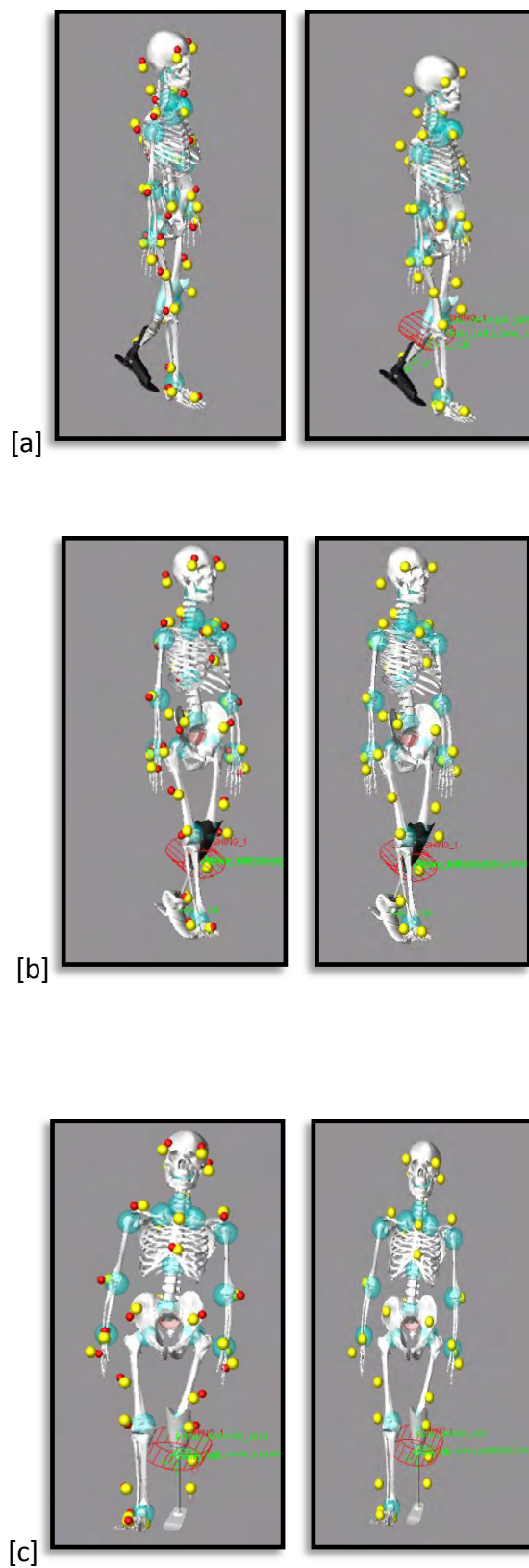


Figura 4-14: [a], [b], [c] À esquerda o ajuste das posições do modelo e das posições provenientes da base de dados e à direita após a análise de equilíbrio já com a sincronização das duas posições efectuada.

Criação dos contactos pés-solo

Torna-se necessária a criação de contactos entre as extremidades do corpo do modelo e o solo. Este último é criado pelo utilizador podendo o mesmo definir a sua espessura, comprimento, largura e inclusivamente a cor. Foram criados dois tipos diferentes de contacto: o primeiro entre o pé direito do modelo e o solo e o segundo entre o pé da prótese e o solo.

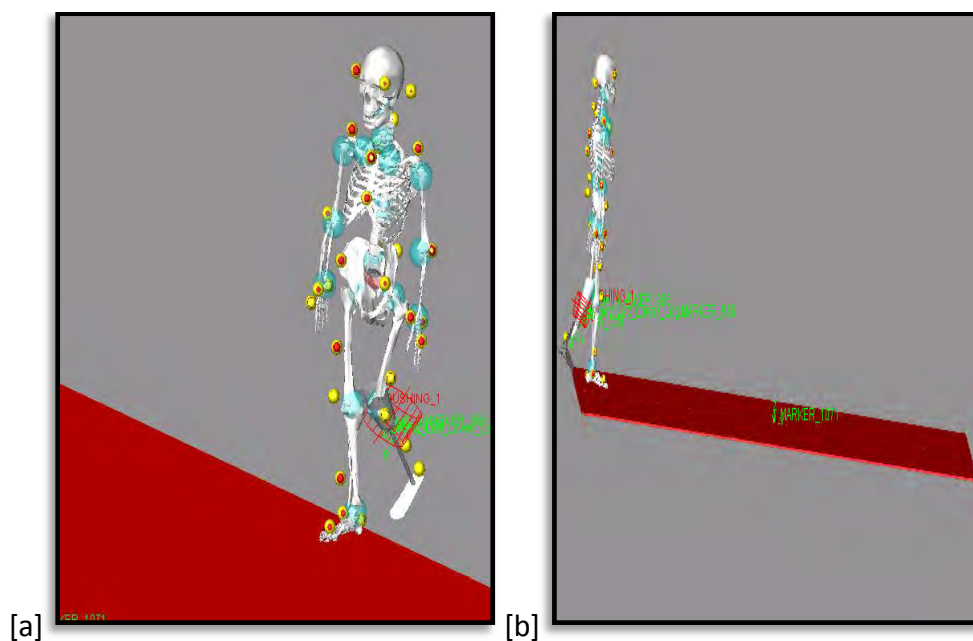


Figura 4-15: [a] Solo e contactos criados e modelo com prótese “Baixo Custo” em plena simulação de marcha, [b] Modelo com prótese “Ossur” em simulação de marcha.

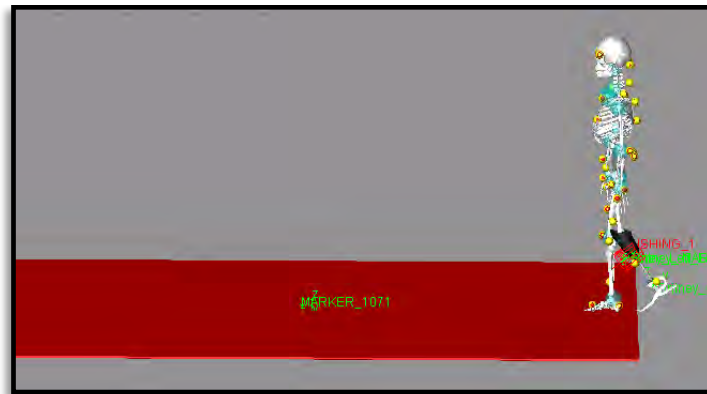


Figura 4-16: Modelo com prótese “Pé de Niagara” em simulação de marcha.

Simulação Dinâmica Inversa

62

A simulação dinâmica inversa utiliza os dados da trajetória da captura de movimentos e tem como função gravar a história dos ângulos das articulações e o padrão de encurtamento/alongamento. Estes dados são utilizados posteriormente para formular os momentos nas articulações. O que a simulação dinâmica faz matematicamente é resolver as equações de movimento que definem o modelo para posterior obtenção das forças e momentos nas articulações.

Preparação do Modelo para a Simulação Dinâmica

Nesta fase os agentes do movimento são retirados do modelo, as angulações das articulações como o padrão encurtamento-alongamento previamente gravados são usados para a formulação dos momentos nas articulações.

Simulação dinâmica

Durante a simulação dinâmica, o modelo é “guiado” através de forças, nomeadamente através dos momentos das articulações e influenciado pelas forças externas como a gravidade, as forças de contacto, etc.

Análise e apresentação dos resultados no LifeModeler

O LifeModeler permite a apresentação de resultados das simulações previamente efectuadas. É possível no painel de configuração escolher um momento ou uma força e a articulação específica onde incidem. É possível visualizar a simulação simultaneamente em gráfico, como na Figura 4-17.

63

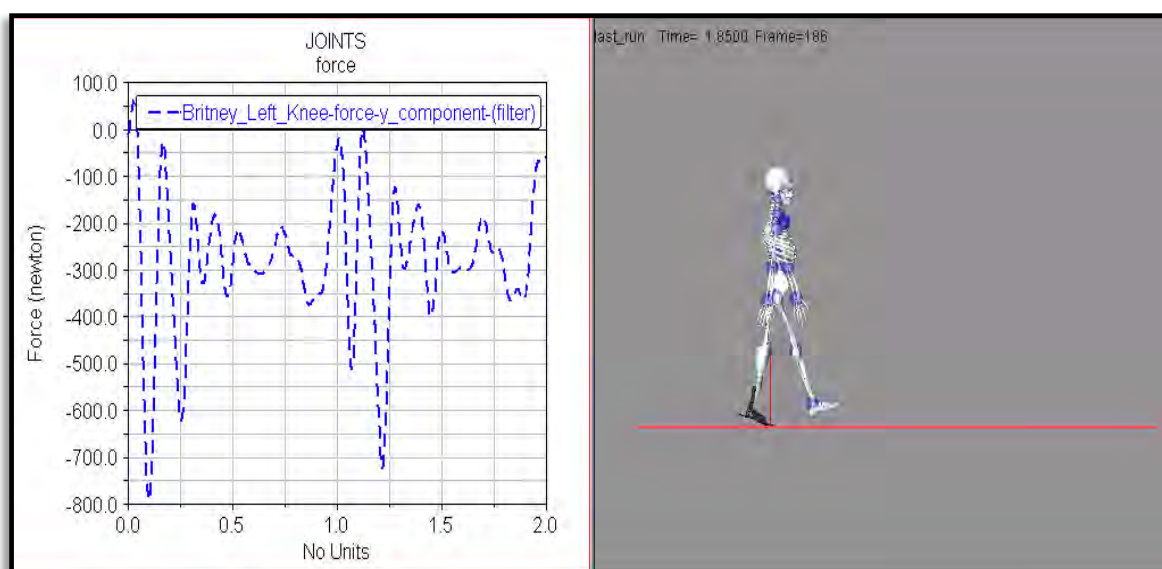
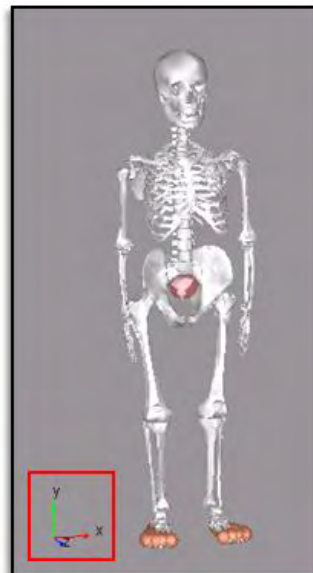


Figura 4-17: Apresentação de resultados com diagrama das forças aplicadas no joelho esquerdo e simultaneamente a simulação de marcha a decorrer.

4.3.2 Escolha de forças e momentos a aplicar nas simulações

O software LifeModeler fornece os valores dos momentos no plano sagital e transversal, assim como valores de força nos eixos X, Y e Z, cuja orientação é visível na Figura 4-18.



64

Figura 4-18: Orientação dos eixos no Lifemodeler.

Os momentos e forças utilizados na simulação encontram-se na Tabela 4-5.

Tabela 4-5: Tabela com a escolha de momento e forças a aplicar nas simulações.

	Prótese "Ossur"	Prótese "Pé de Niagara"	Prótese de "Baixo Custo"
Momento (N.m)			
Transversal	5	5	5
Sagital	42	50	30
Força (N)			
Fx	50	95	40
Fy	400	500	450
Fz	30	30	40

Devido à discrepância de valores obtidos, entre momentos no plano sagital e transversal, e entre as forças F_x , F_y e F_z optou-se por aplicar nas simulações apenas os valores de maior relevância que foram os momentos aplicados no plano sagital e as forças aplicadas segundo o eixo Y, cujos valores estão destacados em tons rosa, na tabela 4-5.

4.4 Método dos elementos finitos

O método dos elementos finitos é uma ferramenta computacional cuja função é executar cálculos que na prática seriam muito difíceis ou quase impossíveis. Este método data de 1943, e numa fase inicial o seu processamento tinha de ser feito em *mainframes* (computador de grande porte, dedicado normalmente ao processamento de um grande volume de informação), o que tornava a sua utilização restrita às grandes empresas. Actualmente, com a redução de custos e o aumento das capacidades tecnológicas dos computadores, há cada vez mais empresas e investigadores a utilizar este método. [39]

65

Trata-se de um método matemático de análise e resolução de problemas de engenharia. O método dos elementos finitos é utilizado para problemas para os quais não se conhece uma solução exacta, e que possam ser expressos de forma matemática. É um método numérico e não analítico. [28]

O objectivo deste método reside na caracterização do comportamento do objecto em estudo, nomeadamente os campos de distribuições de tensões, deformações e deslocamentos [28]. O objecto é representado por um modelo geométrico semelhante, que é constituído por múltiplas regiões que estão interligadas, e que se denominam de elementos finitos. As equações de movimento são aplicadas a cada elemento, resultando num sistema de equações, cuja resolução pode ser feita por métodos computacionais ou

aproximações. Não deixando de ser um método aproximado, podemos aumentar a sua precisão, aumentando o número de elementos presentes.

O método dos elementos finitos foi utilizado no presente trabalho na determinação de tensões e deslocamentos. Mas para além desta utilização, este método também é usado em áreas diversas como a transferência de calor, escoamento de fluidos e electromagnetismo.

4.4.1 Aplicação do método dos elementos finitos na “Prótese Ossur”

Para a aplicação do método dos elementos finitos foi necessário restringir o modelo e posteriormente aplicar as forças e momentos desejados.

66 Com o intuito de aplicar o método dos elementos finitos com a malha ideal, tornou-se necessário marcar um ponto de uma zona crítica da malha, e posteriormente realizar várias simulações diminuindo o tamanho e respectiva tolerância do elemento. No final das sucessivas simulações fez-se a comparação dos valores de tensão obtidos no ponto referenciado.

Intuitivamente e sabendo da importância dessas zonas críticas, escolheu-se um ponto pertencente a uma dessas zonas, como ilustra a Figura 4-19.

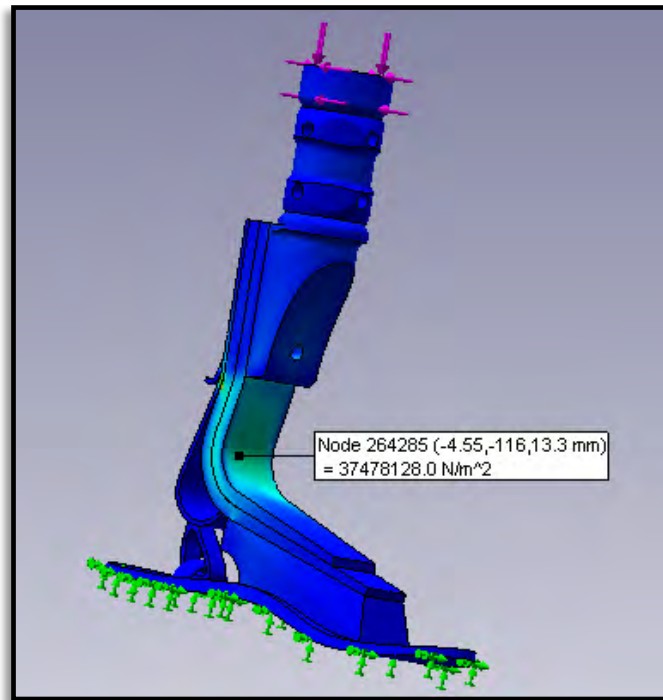


Figura 4-19: Escolha do nó que vai ser a referência durante as simulações.

67

A escolha do ponto foi realizada com o recurso ao Solidworks. Criou-se um “sensor” nas coordenadas do ponto seleccionado para prosseguir com o estudo de tensões e refinamento da malha neste ponto crítico. A tabela 4-6 ilustra o estudo da convergência da malha.

O gráfico da tensão equivalente em função de cada discretização, mostra que existe uma clara convergência a partir do quarto refinamento de malha. Pode-se afirmar que a discretização de malha nas condições do quinto modelo são suficientes para o estudo deste problema, não havendo necessidade de um maior refinamento da mesma, o que tornaria o estudo mais moroso.

Tabela 4-6: Tabela com o refinamento da malha prótese “Ossur”.

Modelo	Malha		Tensão (N/m ²)	DOF	Elementos	Nó
	Dimensão do elemento (mm)	Tolerância do elemento (mm)				
1	8	0,40	2,53E+7	67803	13781	23226
2	7	0,35	5,78E+7	78180	16112	26861
3	6	0,30	2,58E+7	93693	19349	32284
4	5	0,25	4,09E+7	127284	26880	43973
5	4	0,20	4,15E+7	211821	46253	72964
6	3	0,15	3,97E+7	412536	92556	141605
7	2	0,10	3,75E+7	1094433	252145	373786

68

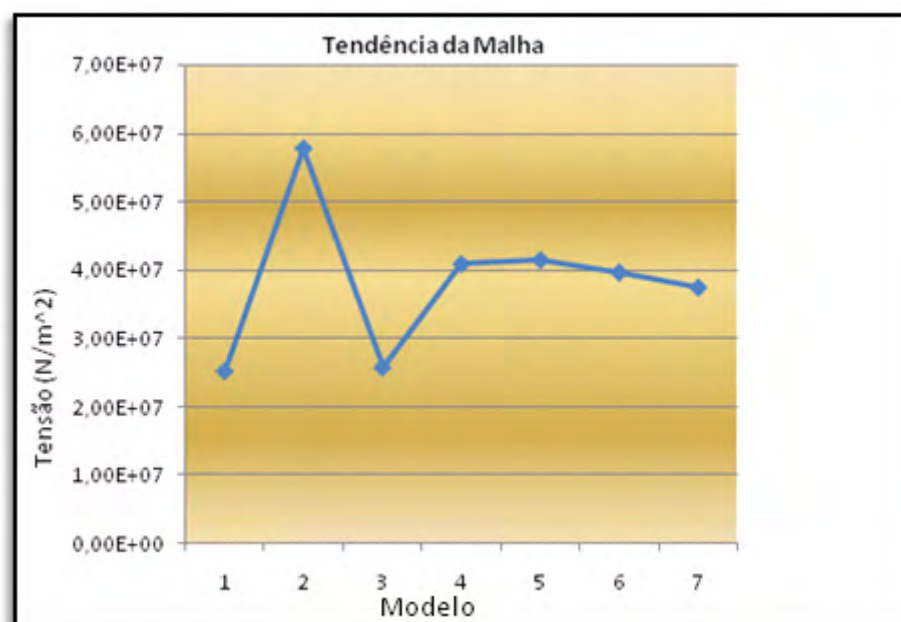


Figura 4-20: Gráfico de refinamento da malha da prótese “Ossur”.

Com base nos resultados da Tabela 4-6 e do gráfico da Figura 4-20 chegou-se à conclusão que a malha ideal será a de elemento de 4 mm de tamanho com 0,20 mm de tolerância. A figura 4-21 representa o modelo de elementos finitos da prótese “Ossur”.

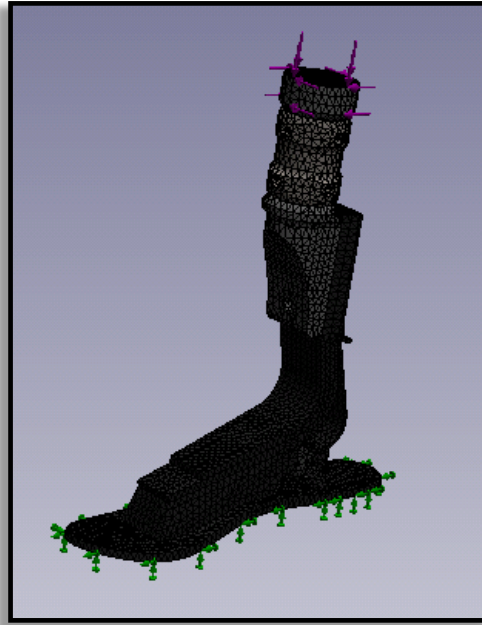


Figura 4-21: Prótese “Ossur” com malha aplicada de 4 mm.

4.4.2 Estudo pelo método dos elementos finitos da prótese “Pé de Niagara”

No ponto escolhido, a tensão equivalente para cada modelo encontra-se na tabela 4-7 em função do refinamento da malha. O gráfico da tensão equivalente em função de cada discretização evidencia uma clara convergência a partir do quarto refinamento de malha. Pode-se afirmar que uma discretização de malha nas condições do quinto modelo é adequada para o estudo do problema, não havendo necessidade de um maior refinamento, pois tornaria o estudo mais moroso.

Tabela 4-7: Tabela com o refinamento da malha da prótese “Pé de Niagara”.

Modelo	Malha		Tensão (N/m ²)	DOF	Elementos	Nó
	Dimensão do elemento (mm)	Tolerância do elemento (mm)				
1	8	0,40	2,29E+8	41835	8515	14919
2	7	0,35	2,55E+8	51624	10667	18340
3	6	0,30	2,51E+8	74199	15777	26357
4	5	0,25	2,31E+8	112467	24507	39775
5	4	0,20	2,35E+8	183870	41077	64677
6	3	0,15	2,35E+8	394452	90640	137564
7	2,15	0,1075	2,34E+8	980496	230653	338126

70

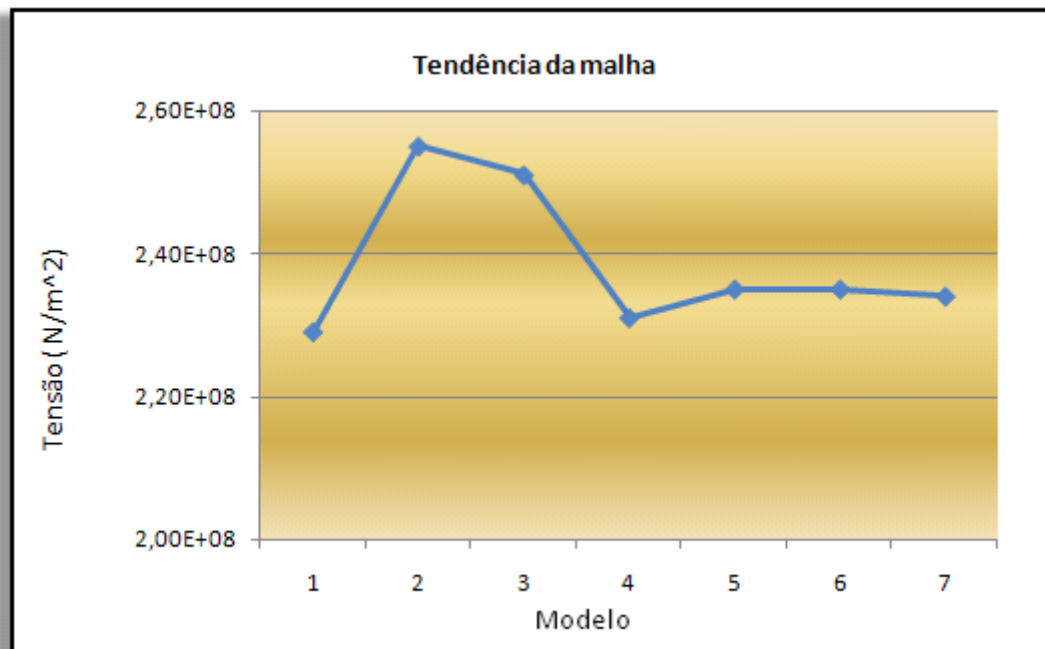


Figura 4-22: Gráfico com o refinamento da malha “Prótese Pé de Niagara”.

Assim sendo, com base nos resultados da Tabela 4-7 e o gráfico da Figura 4-22 chegou-se à conclusão que a malha ideal será a de elemento de 4 mm de tamanho com 0,20 mm de tolerância. A figura 4-23 representa o modelo de elementos finitos da prótese “Pé de Niagara”.

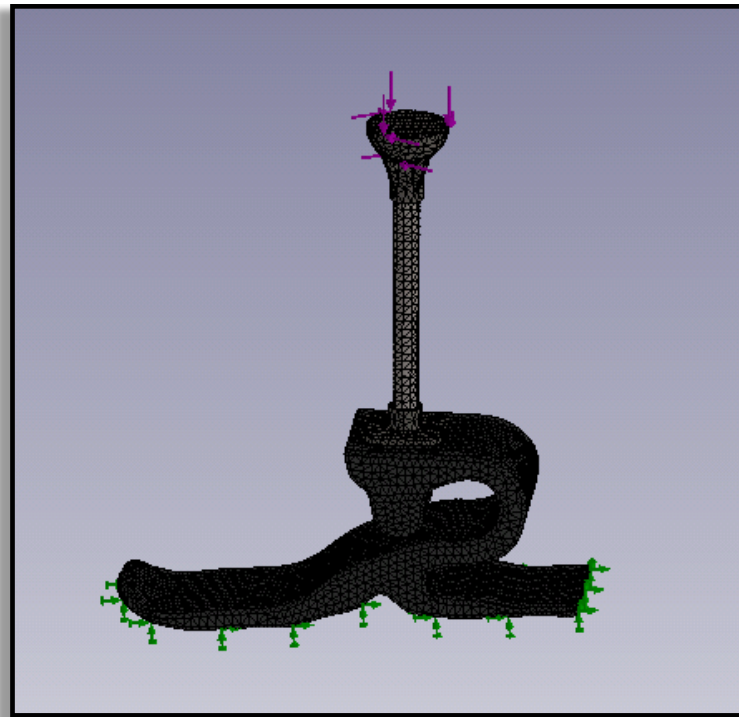


Figura 4-23: Malha de elementos finitos da Prótese “Pé de Niagara” .

4.4.3 Aplicação do método dos elementos finitos na prótese “Baixo Custo”

Tal como feito realizado para as restantes próteses, a tabela seguinte ilustra o estudo de convergência da malha para a prótese de baixo custo.

Tabela 4-8: Tabela com o refinamento da malha da prótese “Baixo Custo”.

Modelo	Malha		Tensão (N/m ²)	DOF	Elementos	Nó
	Dimensão do elemento (mm)	Tolerância do elemento (mm)				
1	8	0,40	1,61E+8	12699	2269	4579
2	7	0,35	1,65E+8	15429	2827	5593
3	6	0,30	1,53E+8	20082	3852	7354
4	5	0,25	1,54E+8	28473	5562	10348
5	4	0,20	1,54E+8	42744	8595	15591
6	3	0,15	1,54E+8	82014	17106	29646
7	2,15	0,1075	1,55E+8	251256	55670	88803

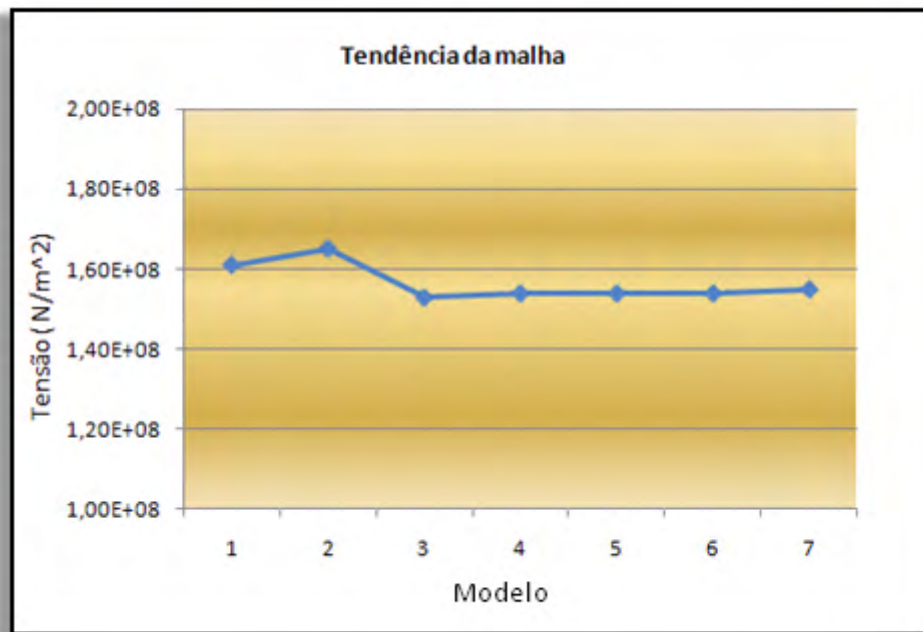


Figura 4-24: Gráfico com o refinamento da malha Prótese “Baixo Custo”.

Analisando a Tabela 4-8 e o gráfico da Figura 4-24 chegou-se à conclusão que a malha ideal será de 5 mm de elemento e 0,25 mm de tolerância. Esta malha, representada na figura 4-25, foi a utilizada na simulação para saber deslocamento e tensão máximos aplicados na prótese.

73

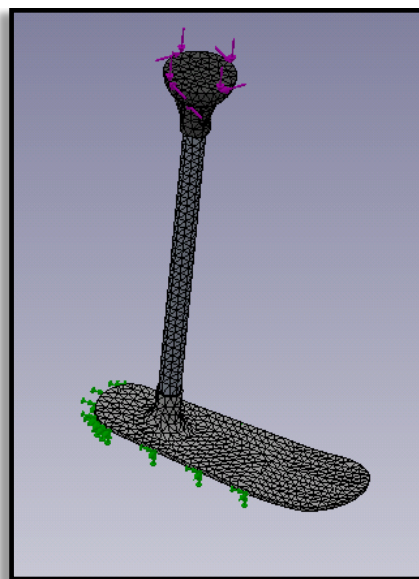


Figura 4-25: Prótese “Baixo Custo” com malha aplicada de 4 mm.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Resultados provenientes do software LifeModeler

As seguintes figuras ilustram os gráficos dos Momentos para cada uma das próteses analisada.

5.1.1 Momentos

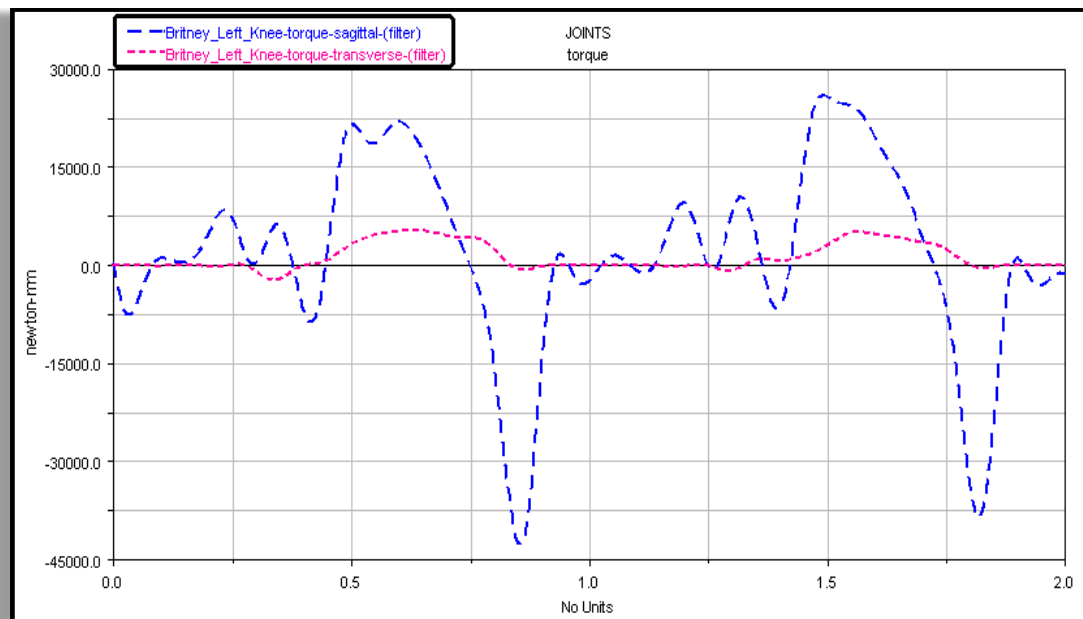


Figura 5-1: Momentos aplicados no joelho esquerdo do modelo com a Prótese “Ossur”.

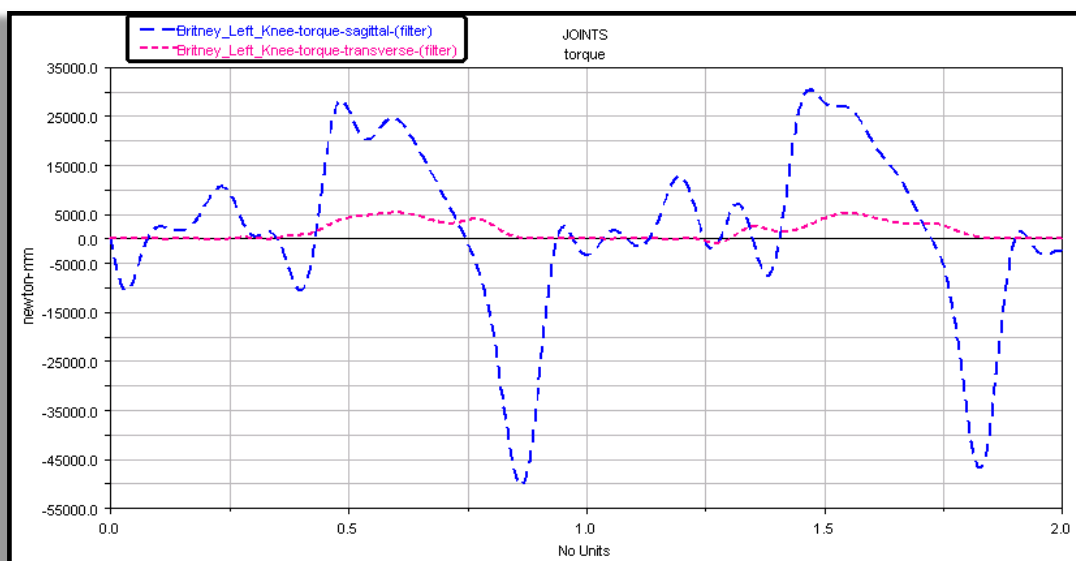


Figura 5-2: Momentos no joelho esquerdo do modelo com prótese “Pé de Niagara”

76

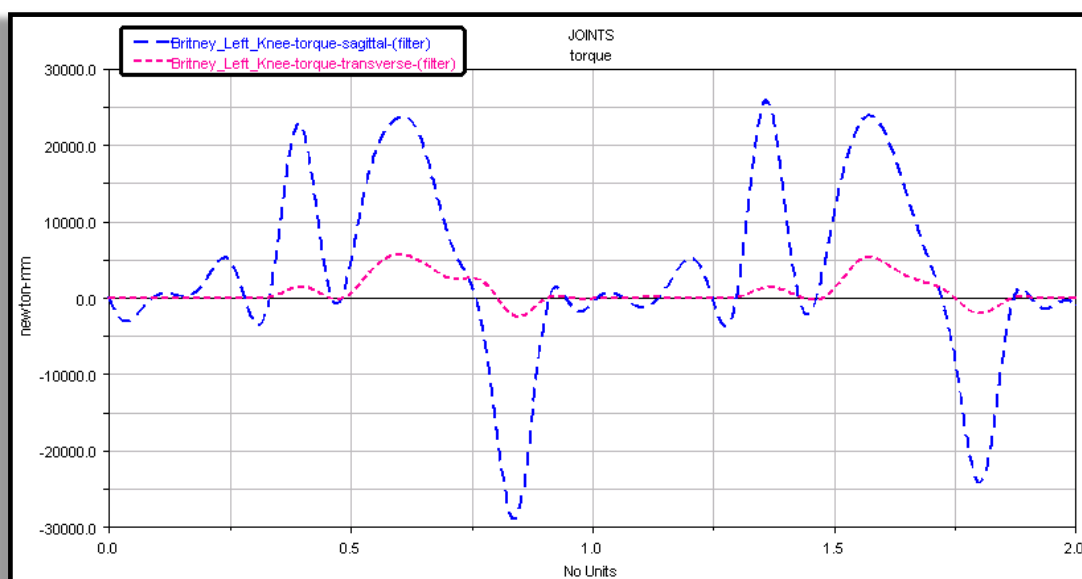


Figura 5-3: Momentos aplicado no joelho esquerdo do modelo com prótese “Baixo Custo”

5.1.2 Forças

As seguintes figuras ilustram os gráficos das forças obtidas para cada prótese analisada.

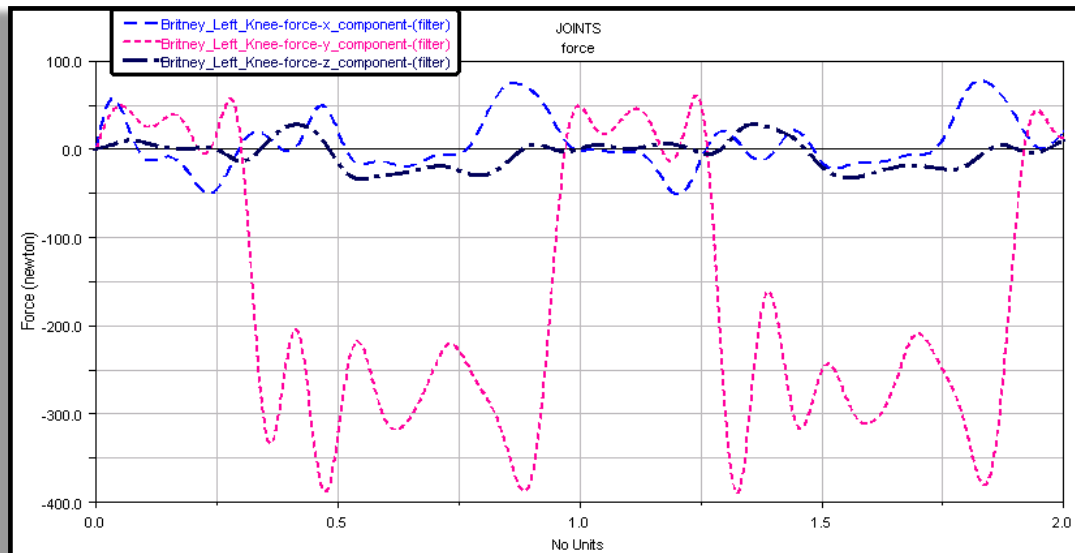


Figura 5-4: Forças obtidas utilizando o modelo com a prótese "Ossur".

77

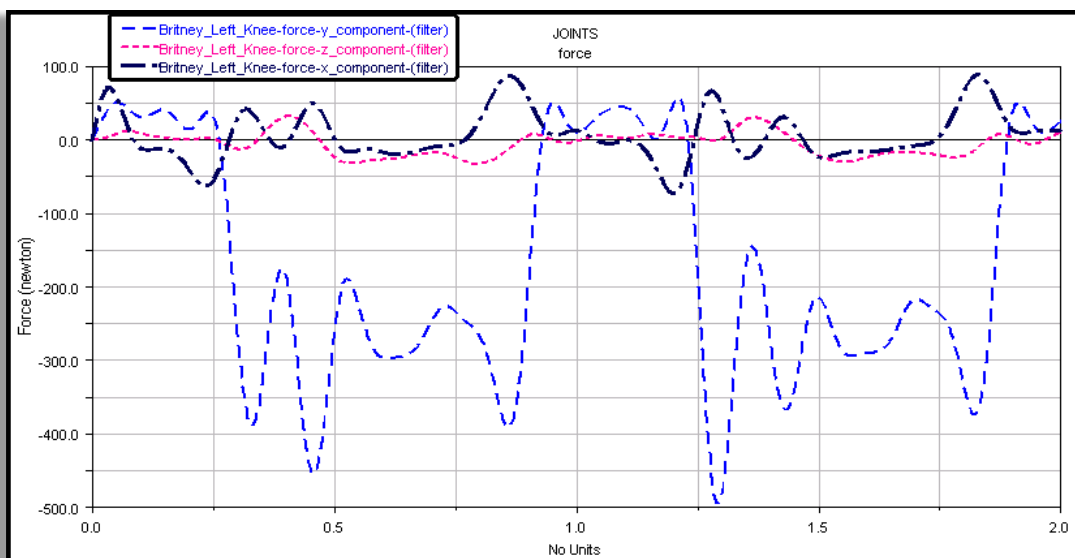


Figura 5-5: Forças obtidas utilizando o modelo com a prótese "Pé de Niagara".

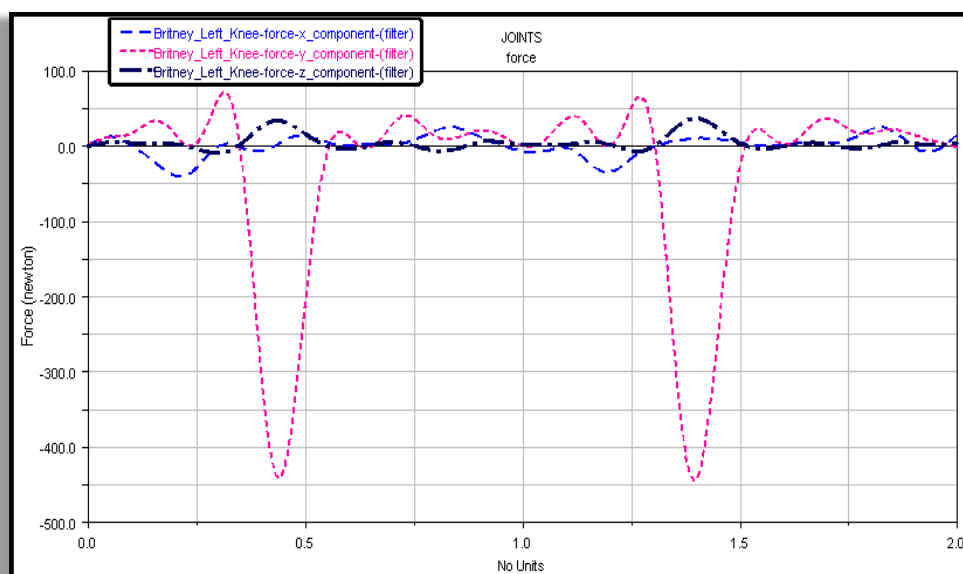
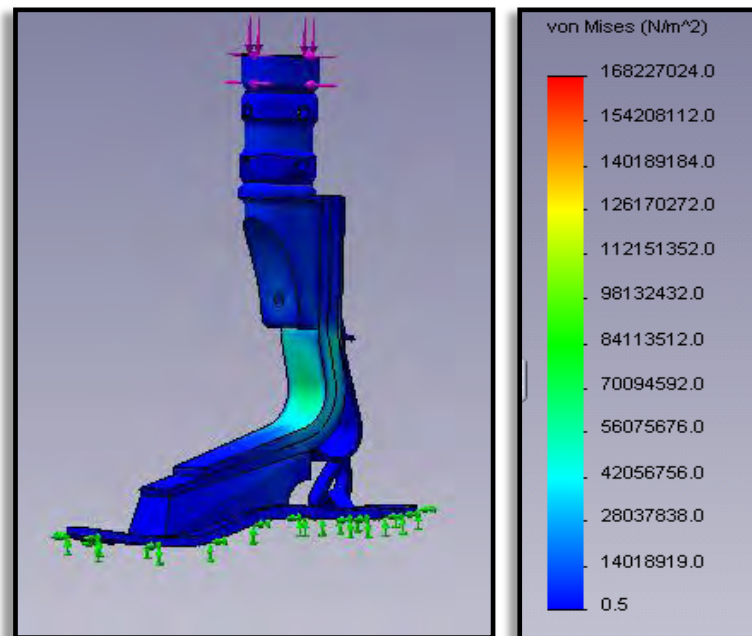


Figura 5-6: Forças obtidas utilizando o modelo com a prótese “Baixo Custo”.

5.2 Resultados provenientes do software Cosmos (SolidWorks)

5.2.1 Tensão máxima



79

Figura 5-7: Prótese “Ossur” após a simulação e valores de tensão.

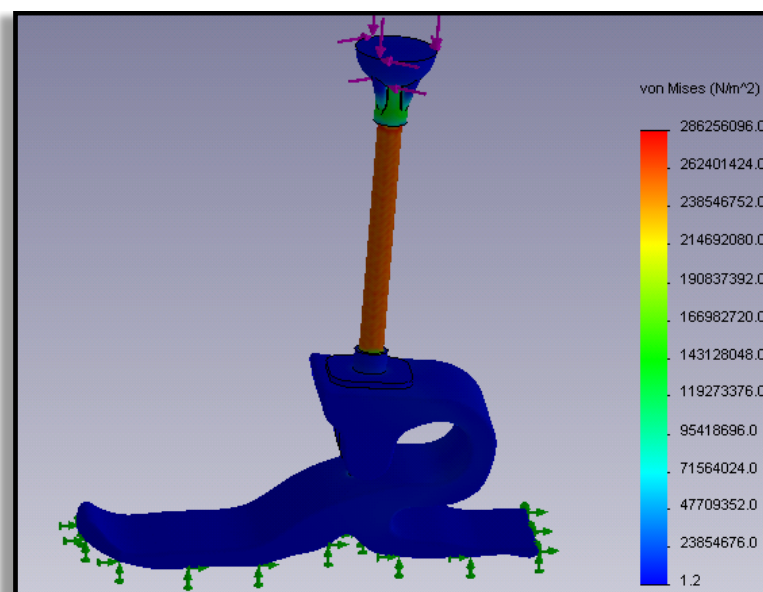
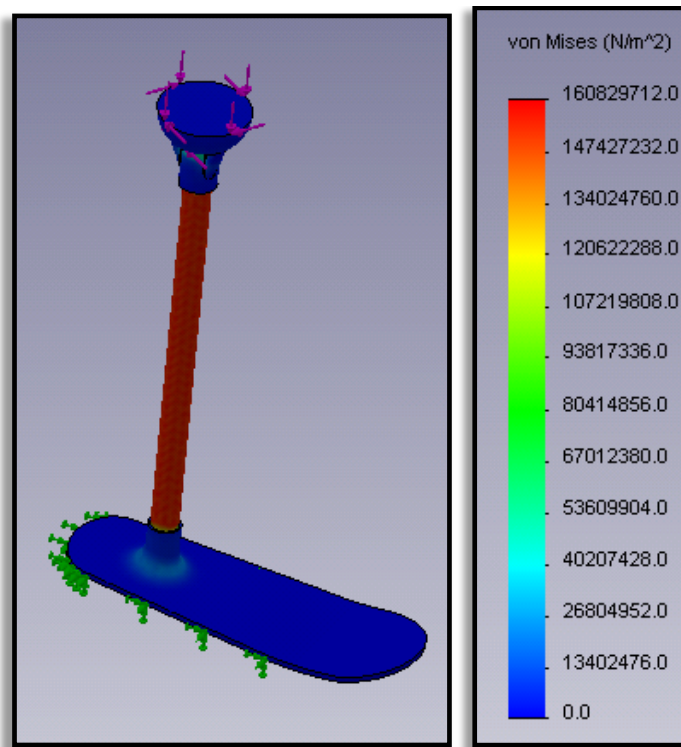


Figura 5-8: Tensão máxima da prótese “Pé de Niagara”.



5.2.2 Deslocamento máximo

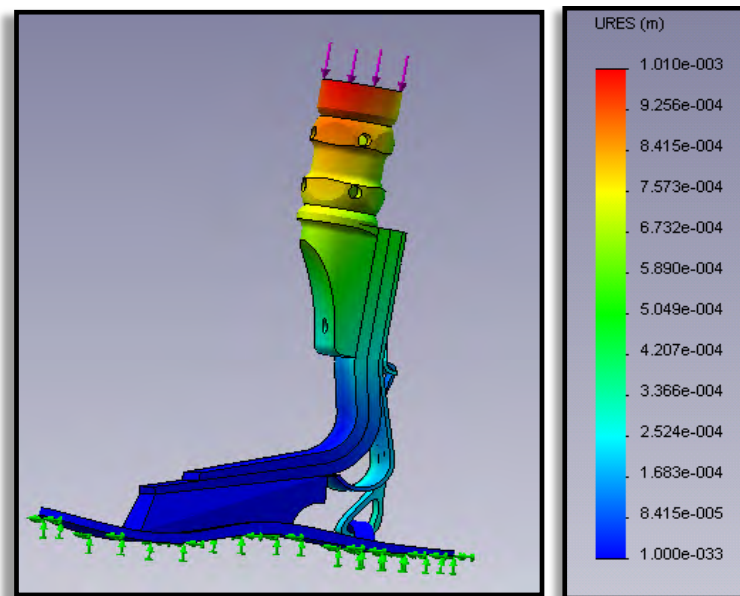


Figura 5-10: Prótese “Ossur” após a simulação e valores de deslocamento.

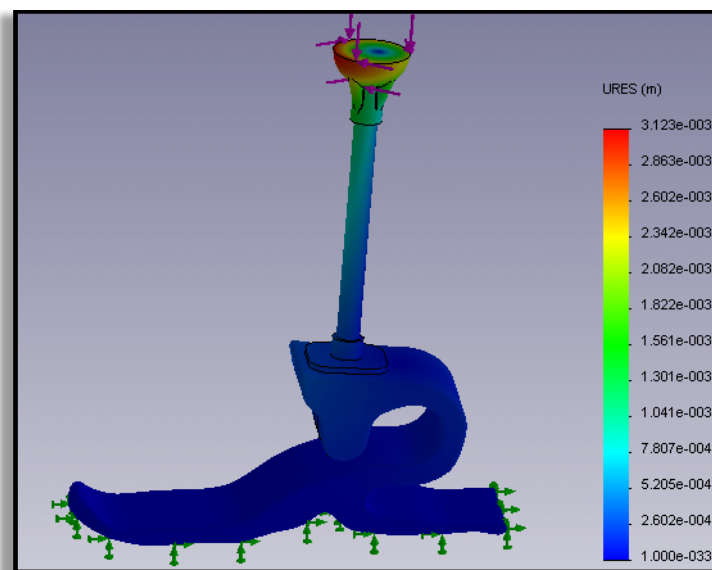


Figura 5-11: Deslocamento máximo da prótese “Pé de Niagara”.

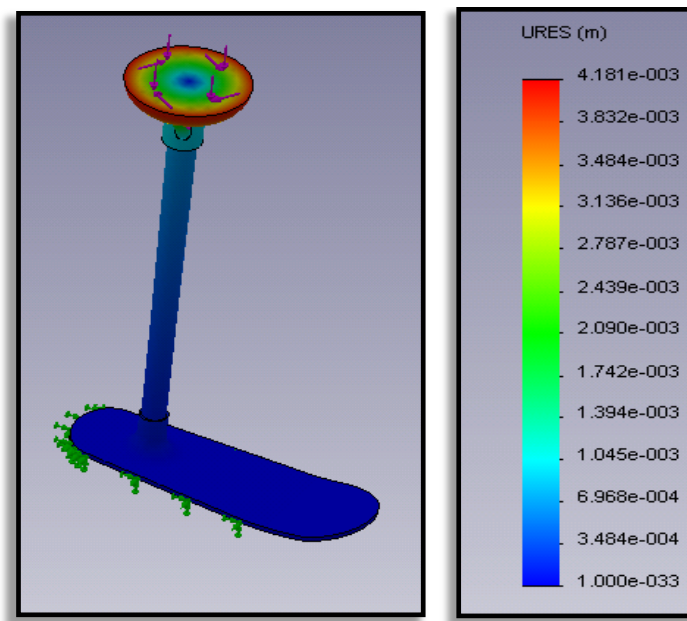


Figura 5-12: Deslocamento máximo da prótese “Baixo Custo”.

82

5.3 Discussão dos resultados

5.3.1 Discussão dos resultados provenientes do LifeModeler

Cada gráfico apresentado representa a simulação de marcha do modelo, com dois ciclos de marcha consecutivos, em que no eixo das abcissas o valor 1 corresponde a 100% do primeiro e o 2 a 100% do segundo ciclo de marcha. Os resultados demonstram que os dois ciclos consecutivos de marcha de cada simulação apresentam ligeiras diferenças. O ciclo de marcha é iniciado com o pé direito, portanto o apoio da prótese é realizado na segunda fase do movimento.

5.3.1.1 Discussão dos momentos obtidos

No que respeita aos momentos, tanto no caso da simulação do modelo com a prótese “Ossur” como na simulação com a prótese “Pé de Niagara”, os picos máximos positivos acontecem na fase de segundo duplo apoio, entre 50 e 60% da marcha. O pico máximo negativo acontece entre 60 e 100% da marcha, ou seja, na fase em que o apoio é feito só pelo pé da prótese.

Ainda relativamente aos momentos, na simulação do modelo com a prótese de “Baixo Custo” verificam-se dois picos máximos positivos, um no apoio ao solo simples realizado com o pé direito do modelo (sem prótese) e o outro no segundo apoio duplo, portanto entre os 50 e 60%. O pico máximo negativo encontra-se mais uma vez no apoio feito pelo pé da prótese, entre os 60 e os 100% do ciclo de marcha.

No plano sagital o maior pico de momento de força equilibra as forças externas que tendem a flectir o joelho, criando um momento interno extensor. Os picos negativos correspondem às forças externas de extensão quando compensadas por forças internas de flexão do joelho.

83

Na análise dos vários gráficos dos momentos, é visível também que os momentos aplicados no joelho do modelo com as várias próteses são significativamente superiores no plano sagital comparativamente com os momentos aplicados no joelho no plano transversal.

Tal facto é explicado por, na simulação de marcha em condições normais (sem que se verifique o vulgarmente conhecido entorse), o momento principal aplicado no joelho ser a sua rotação, que é feita no plano sagital. No plano transversal os momentos seriam consideráveis caso se verificasse na marcha a Inversão (quando a planta do pé é girada para dentro ou medialmente) ou eversão, (quando a planta do pé é girada para fora ou lateralmente).

5.3.1.2 Discussão das forças obtidas

No movimento de locomoção terrestre, o indivíduo sofre a força de reacção do solo no decurso do seu movimento. A força de reacção do solo é uma aplicação da terceira lei do movimento de Newton, que diz respeito à acção e reacção, ou seja, toda força aplicada num corpo gera uma reacção de mesma intensidade em sentido contrário.

A força é um vector que pode ser decomposto em 3 componentes. Os componentes em causa são F_y o componente vertical, F_z o componente ântero-posterior e F_x o componente médio-lateral.

No que diz respeito às forças na simulação com a prótese “Ossur” verifica-se o máximo positivo no pé de apoio simples efectuado pelo pé da prótese (de 60 a 100 % da marcha) em F_x e dois máximos negativos, um no apoio do pé direito do modelo e o outro no apoio do pé da prótese.

84

Na simulação com a prótese “Pé de Niagara”, os resultados são muito similares aos da simulação com a prótese “Ossur”, apresentando como principal diferença um único máximo negativo no apoio feito pelo pé do modelo.

Na simulação com a prótese de “Baixo Custo” o gráfico de forças aplicadas no joelho esquerdo revelam um máximo positivo e um máximo negativo na fase em que o apoio é feito pelo pé direito do modelo, ou seja dos 10 aos 50% do ciclo de marcha.

Verificou-se uma proximidade de resultados nas simulações feitas com a prótese “Ossur” e com a prótese “Pé de Niagara”. Tal pode ser explicado pelo facto de ambas as próteses possuírem características idênticas, nomeadamente grande absorção de energia na marcha, ao contrário do pé da prótese de “Baixo Custo”.

5.3.2 Discussão dos resultados provenientes do Cosmos (SolidWorks)

5.3.2.1 Discussão dos deslocamentos obtidos

No que diz respeito aos deslocamentos, a prótese de “Baixo Custo” foi a que apresentou maior deslocamento, 4,181 mm. A prótese “Pé de Niagara” apresentou um deslocamento máximo de 3,123 mm e a prótese “Ossur” um valor de deslocamento de 1,01 mm.

Destes resultados destaca-se o deslocamento máximo da prótese “Ossur”, que apresenta uma prótese com forte rigidez, certamente garantida pela peça em geometria “J” e pela tira que substitui o tendão de Aquiles, como também pela resistência dos componentes que a constituem. Destaca-se também o deslocamento máximo obtido pela prótese de “Baixo Busto” relativamente elevado, que era expectável, tendo em conta a “pobreza estrutural” e respectiva falta de resistência dos componentes que a constituem.

85

5.3.2.2 Discussão das tensões obtidas

No que diz respeito à tensão máxima, a prótese “Ossur” apresentou um valor máximo de 168 MPa, muito próximo do valor de tensão máxima apresentado pela prótese de “Baixo Custo” de 160 MPa, tendo a prótese “Pé de Niagara” apresentado o valor mais alto das três, 286 MPa.

Os valores de tensão máxima em cada prótese, ao contrário dos resultados de deslocamento máximo, têm de ser analisados individualmente, uma vez que dependem da natureza dos materiais.

A prótese de “Baixo Custo” apresentou a tensão máxima na zona do tubo, cujo material é uma liga de alumínio. Este valor excede claramente a tensão de rotura uma vez que a tensão de cedência do material é de 110 MPa.

A prótese “Pé de Niagara” apresentou uma máxima também no tubo, que também excede a tensão de rotura do material. O FOS (Factor de Segurança) apresentou o valor de 0,7 no referido tubo e cujo mínimo admissível é 1. Em relação ao material utilizado no pé, POM GF30, possui uma tensão de cedência de 62 MPa, o que não suscita problemas face ao valor de 24 MPa verificados nesta zona.

Para a prótese “Ossur” seria expectável uma tensão máxima na peça de geometria “J”, peça que suscitava maiores preocupações, mas esta apresentou seu valor máximo de tensão no sistema de alinhamento. O facto de a peça em “J” não ter provocado elevada tensão deve-se à tira que substitui o tendão de Aquiles e que garante estabilidade naquela zona sensível. Esta prótese apresentou o valor máximo no sistema de alinhamento, cujo material escolhido foi o aço inoxidável. O valor da máxima tensão encontra-se aquém da tensão de cedência do material, não suscitando qualquer problema.

6 CONCLUSÕES E DESENVOLVIMENTOS FUTUROS

6.1 Conclusões

O software Lifemodeler permitiu fazer a simulação de marcha do modelo escolhido, com as três próteses escolhidas para fazer a comparação e saber quais os momentos e forças aplicados na prótese. Chegou-se à conclusão que este software é muito completo, permitindo fazer uma série de simulações de movimentos específicos do corpo humano: pedalar, movimento da tacada de golf, entre muitos outros. Permite facilmente importar objectos modelados num software de CAD e fazê-los parte integrante da simulação. Permite resultados imediatos, depois das respectivas simulações, dos momentos e forças aplicadas em cada articulação do corpo humano.

O método dos elementos finitos permitiu caracterizar o comportamento de cada prótese, nomeadamente os campos de distribuições de tensões e deslocamentos.

87

Com o objectivo de responder à necessidade de protetização de crianças amputadas, vítimas de minas, este estudo permitiu comparar a resposta das três próteses relativamente à rigidez e resistência. Sabendo previamente as forças e momentos a aplicar a cada prótese, obtidos da simulação com o LifeModeler, é possível efectuar a análise numérica, que permite a concepção de novas estruturas e materiais para próteses de baixo custo.

Conclui-se pelos resultados provenientes do LifeModeler que os pontos críticos, no que respeita a momentos aplicados no joelho atingem um máximo negativo quando o pé da prótese se apoia no solo. O máximo positivo acontece também no segundo apoio duplo, ou seja no momento em que pela segunda vez o pé direito do modelo e pé da prótese tocam em simultâneo o solo.

No que respeita a forças aplicadas no joelho esquerdo do modelo, o ponto crítico onde é verificado o máximo negativo é no apoio simples para as três simulações no eixo Y, enquanto que o máximo positivo acontece na fase de apoio simples do pé da prótese no eixo X, com a excepção da prótese de “Baixo Custo” que apresenta o seu máximo positivo no primeiro apoio simples no eixo Y.

Conclui-se após a análise dos resultados obtidos que a prótese “Pé de Niagara”, tendo em conta os materiais que a constituem e os respectivos custos de fabricação consideráveis, provocou tensões e deslocamentos elevados.

A prótese “Ossur” é sem dúvida a que apresenta melhores resultados, apesar de ter um valor de tensão máxima relativamente elevada.

88

A escolha da prótese não se pode afastar do objectivo principal deste trabalho, contribuir para a protetização das crianças amputadas vítimas das minas. Como tal, e tendo em conta o elevado número de crianças a necessitar de protetização, a escolha ideal seria a prótese que implica menos custos de fabricação para responder ao maior número possível de crianças amputadas. Face aos resultados a escolha não pode recair na prótese de “Baixo Custo”, pelo deslocamento máximo observado, mas principalmente pelo facto de a tensão máxima ultrapassar a tensão de cedência do material.

A escolha da prótese recai então sobre a prótese “Ossur”, que apesar de uma prótese com custos de produção muito elevados e não poder responder às necessidades de um grande número de crianças amputadas, é uma prótese que dá todas as garantias de segurança e fiabilidade para que estas crianças possam ter a qualidade de vida que merecem.

6.2 Desenvolvimentos futuros

No que diz respeito a desenvolvimentos futuros, estes podem centrar-se em alterar os materiais utilizados na prótese de “Baixo Custo”, com o intuito de diminuir a tensão máxima na sua zona crítica, o corpo da prótese (tubo). Tendo consciência que esta alteração para um material com outras características estruturais pode alterar os custos de fabrico da prótese, torna-se necessário escolher um material um pouco mais resistente sem implicar um significativo aumento de custos. Além do material também é possível e conveniente alterar a geometria do corpo da prótese (tubo), aumentando o seu diâmetro para assim o tornar mais resistente.

Por outro lado, é possível também em desenvolvimentos futuros a aplicação de novos materiais na prótese “Ossur”. Os resultados obtidos por esta prótese deixam margem de manobra para diminuir a resistência dos seus materiais sem comprometer o comportamento da mesma. Substituir alguns materiais por outros menos ricos estruturalmente irão diminuir os custos de fabrico da prótese, e desse modo dar resposta às necessidades de um maior número de crianças amputadas.

REFERÊNCIAS

1. Saito, M., *Mod. Plast.* 1997.
2. Maresca, L., e Maslen, S., *The Banning of Anti-Personnel Landmines*. 2001
3. ICBL. Disponível em: <http://www.iclb.org>
(Consultado em Abril de 2009)
4. N. Palastanga, Field, D., Soames, R., *Anatomia e movimento do corpo humano*. 2000. 3ª edição (Manole).
5. Sobotta, J., *Atlas de Anatomia Humana*. 21ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2000.
6. UNIVIE. Disponível em: <http://www.univie.ac.at/cga/history/prosthetics.html>.
(Consultado em Outubro de 2009)
- 90 7. Carvalho, J.A., *Amputação de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*. 1999.
8. Amputação. Disponível em: <http://www.xn--amputao-2wa9a.com/niveis-de-amputacao.html>.
(Consultado em Outubro de 2009)
9. Sirqueira. Disponível em:
<http://www.sirqueiraaportopedicos.com.br/html/proteses.html>.
(Consultado em Abril de 2009)
10. OrtoSolutions. Disponível em: http://www.ortosolutions.com.br/p_inferior.htm.
(Consultado em Abril de 2009)
11. Sampol, D.A.V., *A Protetização no Amputado de Membro Inferior*, in *Fisio&Terapia*. 2000.
12. OttoBock. Disponível em:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_en/ti_646a216_gb_harmony.pdf
f. (Consultado em Abril de 2009)

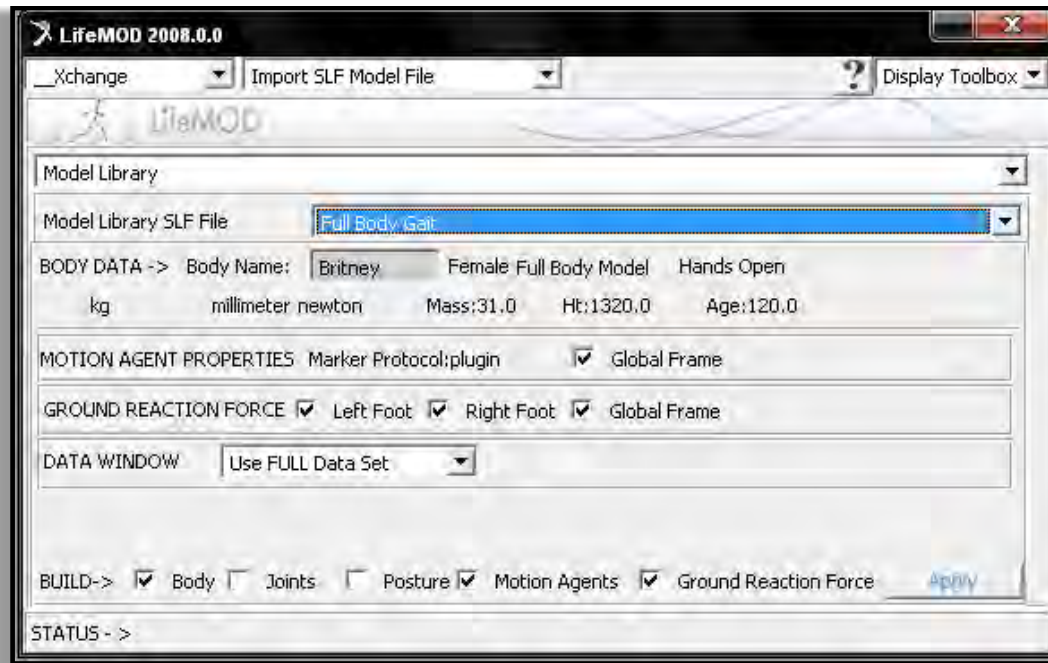
13. Silva, C., Coutinho, A., Oliveira, C., *Desenvolvimento de uma prótese de coxa femoral de baixo custo e a posterior transferência de tecnologia de processo*. 2003.
14. Linguagem Médica. Disponível em:
<http://200.137.221.132/index.php/iptsp/article/viewFile/1896/1823>.
(Consultado em Abril de 2009)
15. Kronopehdia. Disponível em:
<http://khronopediaje.incubadora.fapesp.br/portal/khronopress/hist/fosseis-de-humanos/dedo-egipcio-de-2-6-mil-anos-pode-ser-protese-mais-antiga/?searchterm=protese%20mais%20antiga>.
(Consultado em Outubro de 2009)
16. UNAM. Disponível em: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>.
(Consultado em Outubro de 2009)
17. CIFSU. Disponível em: <http://healthinformatics.wikispaces.com/i-LIMBS>.
(Consultado em Outubro de 2009)
18. Healthwrights. Disponível em:
<http://www.healthwrights.org/books/NSNSN/NSNSNchapt19.pdf>.
(Consultado em Junho de 2009)
19. Scientistindia. Disponível em:
<http://www.scientistindia.com/specialization%20phy.htm>.
(Consultado em Junho de 2009)
20. Jaipurfoot. Disponível em: <http://www.jaipurfoot.org/pdf/Jaipur-Artificial-Limbs.pdf>.
(Consultado em Junho de 2009)
21. Niagara Foot. Disponível em:
<http://www.niagarafoot.com/niagarafoot/index.html>.
(Consultado em Abril de 2009)
22. IWalk. Disponível em: <http://www.iwalkpro.com/mgmt.html>.
(Consultado em Junho de 2009)
23. IWalk. Disponível em: <http://www.iwalkpro.com/products.html>.
(Consultado em Junho de 2009)
24. IWalk. Disponível em: <http://www.iwalkpro.com/products.html>.
(Consultado em Junho de 2009)

25. Ossur. Disponível em: <http://www.ossur.com/?PageID=3364>.
(Consultado em Junho de 2009)
26. Aires, R.D.B. (2008) *O caso Oscar Pistorius: o para-atleta que também queria ser atleta*. 124.
27. LifeModeler. Disponível em: <http://www.lifemodeler.com/products/lifemod>.
(Consultado em Março de 2009)
28. Simões, J.A.O., *Apontamentos da disciplina de Projecto e Produção Assistidos por Computador*. Universidade de Aveiro, 2002.
29. Bruniera, C.A.V., *Estudo Biomecânico da locomoção humana: análise de variáveis descritivas para o andar e correr*. 1994, EEF-USP: São Paulo.
30. Filho, R.B. e Almeida, S.J.A., *Locomoção humana: diretrizes terapêuticas com base nos conhecimentos evolutivos*. 2004.
31. Santos, A.M.C., *Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto*. Universidade do Estado de Santa Catarina-UDESC. 2006.
32. Araújo, A.G.N., Andrade, L.M., Barros, R.M.L., *Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria*. 2005.
33. Completo, A., *Apontamentos da disciplina de Biomecânica*. Universidade de Aveiro, 2007.
34. Tavares, J. e Coelho, C., *Introdução às Técnicas para Levantamento de Forma Tridimensional sem Contacto*. Faculdade de Engenharias da Universidade do Porto, 2003.
35. Bernardini, H.R., *The 3D Model Acquisition Pipeline*. 2002.
36. CENFIM. Disponível em: http://www.cenfim.pt/doc/artigos/scanner_3d.pdf.
(Consultado em Junho de 2009)
37. JOMEGUI: <http://www.jomegui.com.pt/produtos/LPX250.htm>.
(Consultado em Junho de 2009)
38. Ossur. Disponível em: <http://www.ossur.com/prosthetics/feet/talux>.
(Consultado em Abril de 2009)

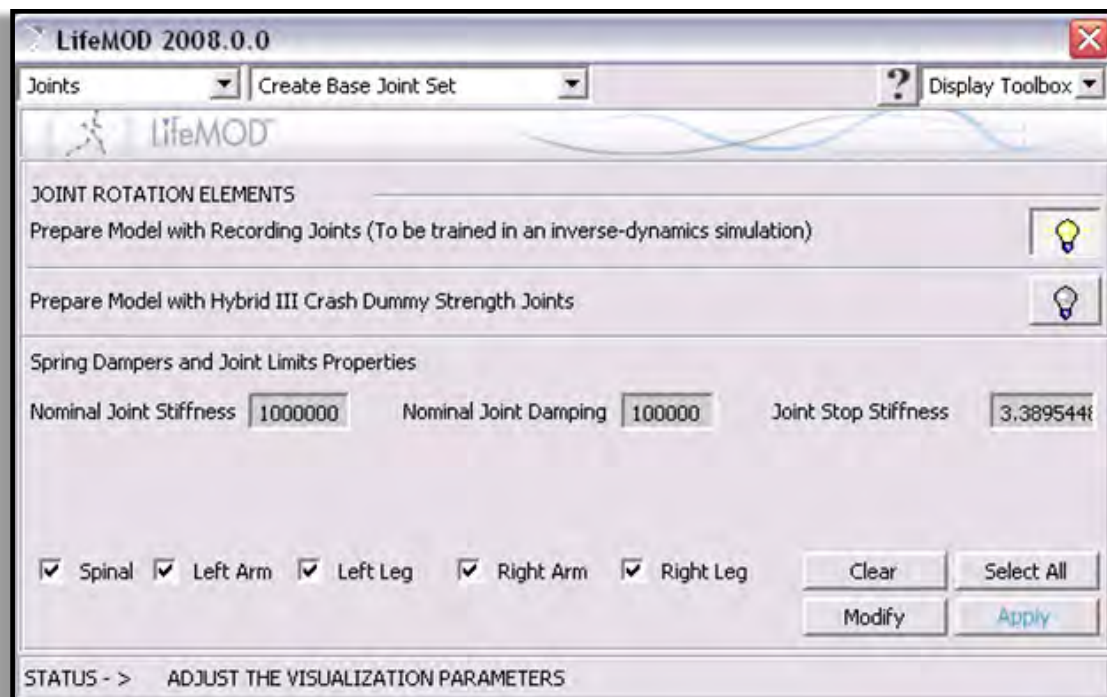
39. AveiroDomus. Disponível em:
<http://www.aveirodomus.pt/resources/xFiles/scContentDeployer/docs/Doc203.pdf>. (Consultado em Junho de 2009)

ANEXOS

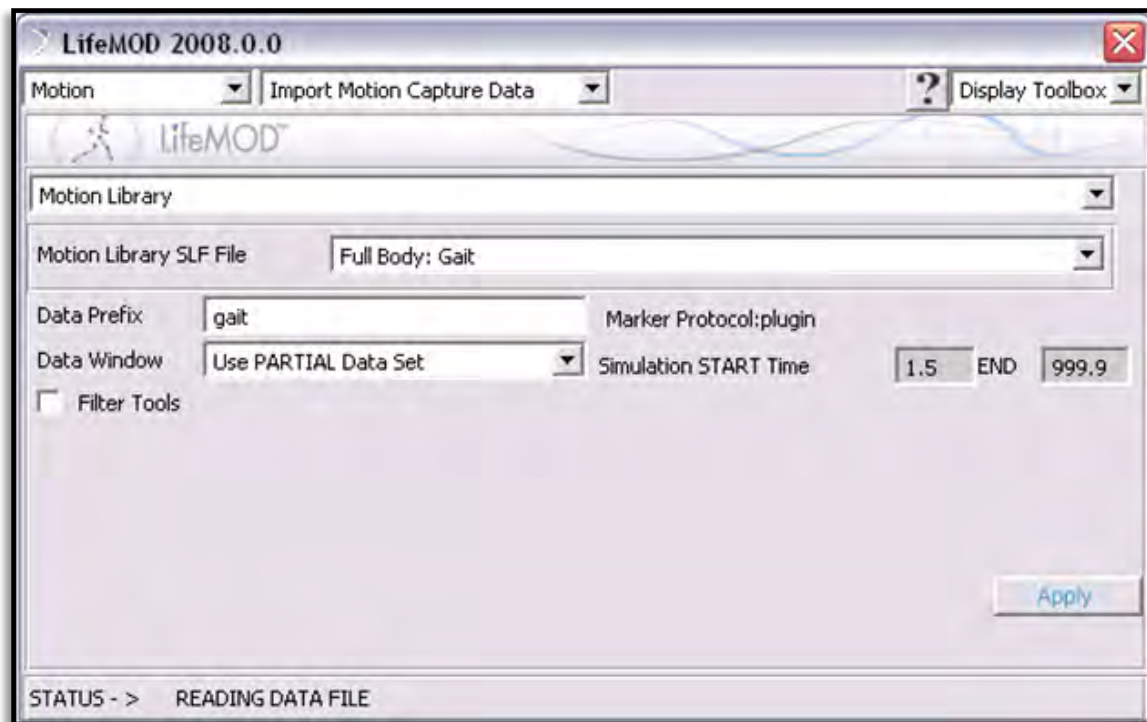
Painel do LifeModeler que permitiu a importação do modelo escolhido



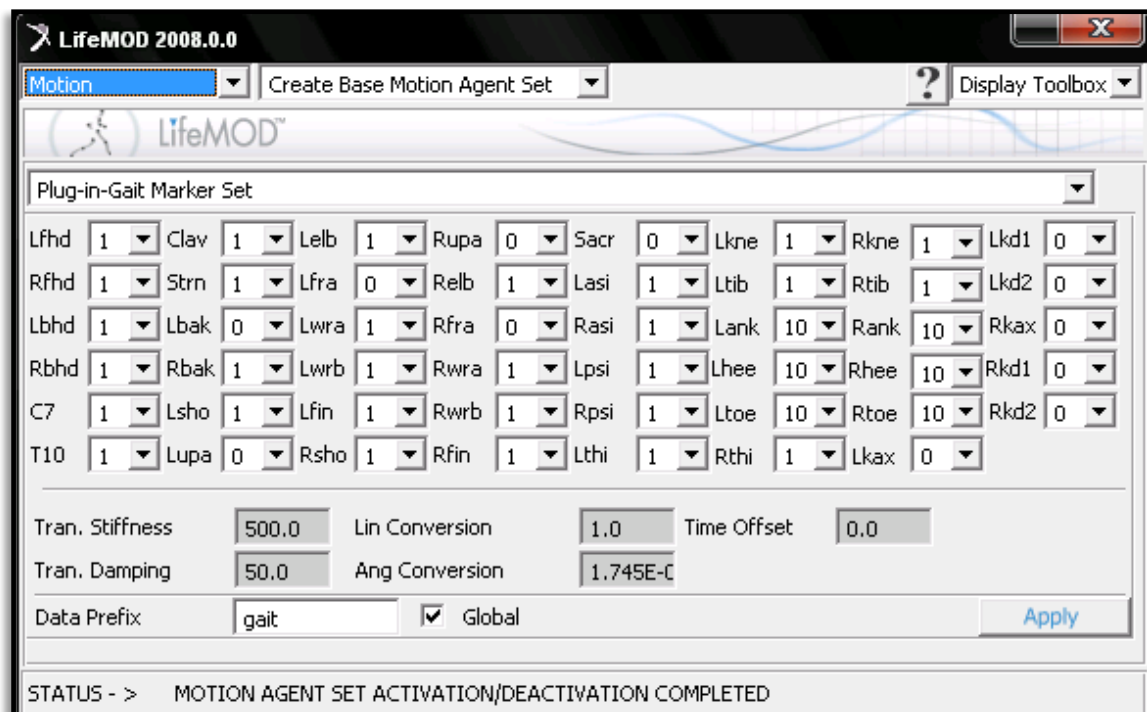
Painel do LifeModeler que permitiu a criação de articulações



Painel que permitiu a importação dos dados da captura do movimento



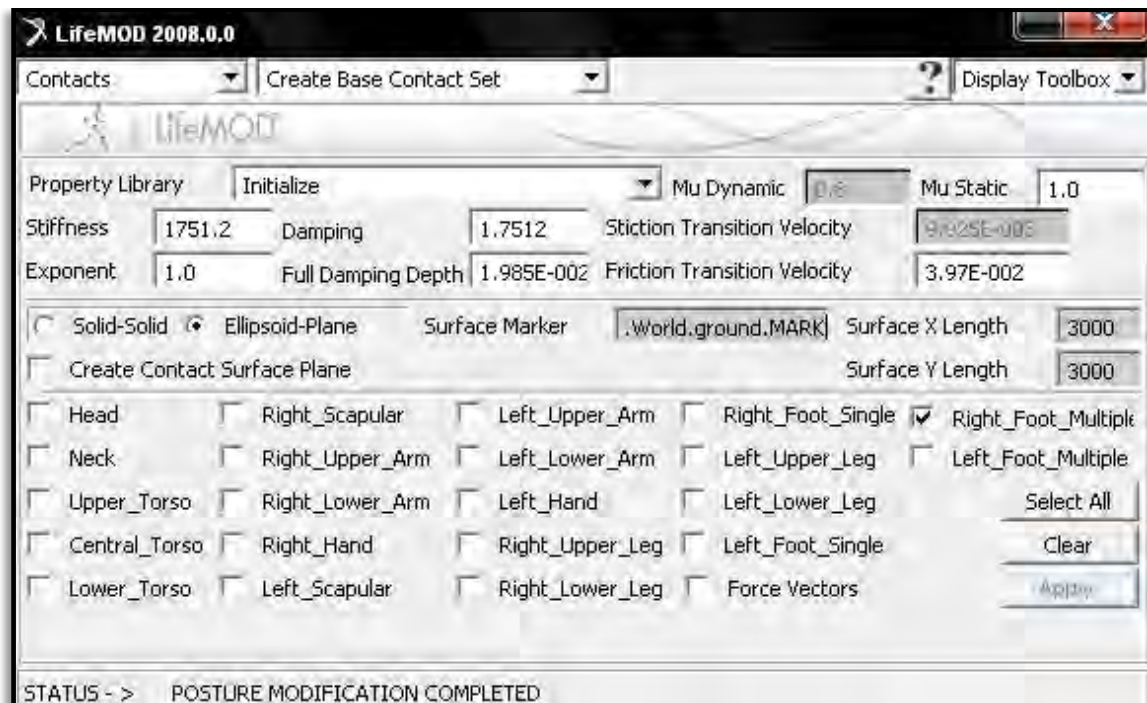
Painel que permitiu a criação dos agentes do movimento



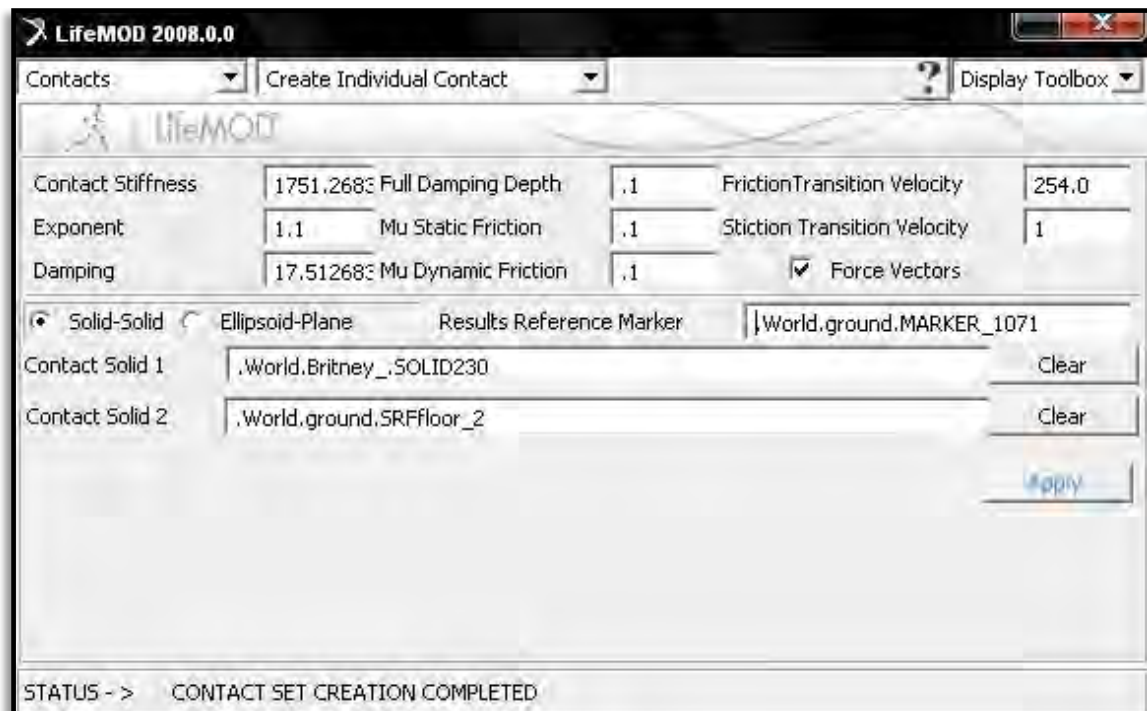
Painel que permitiu efectuar a análise de equilíbrio



Painel que permitiu efectuar o contacto do pé com o chão



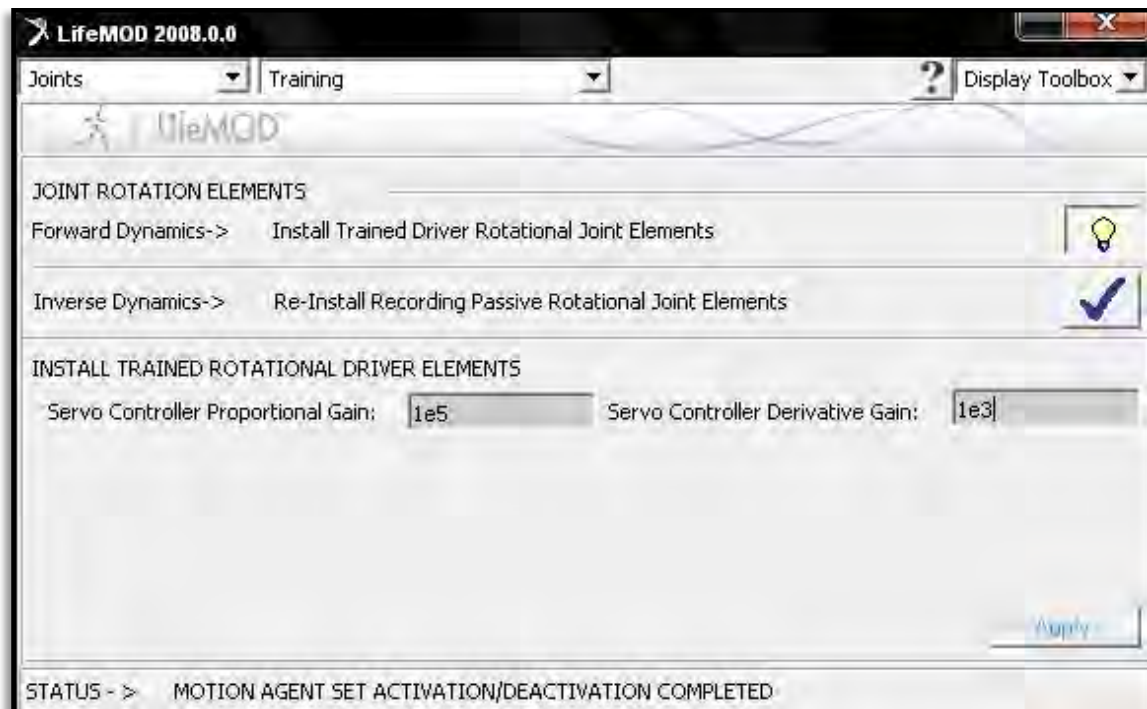
Painel que permitiu efectuar o contacto do pé da prótese com o chão



Painel que permitiu a simulação dinâmica inversa



Painel que permitiu a instalação de controladores nas articulações para posterior análise dinâmica



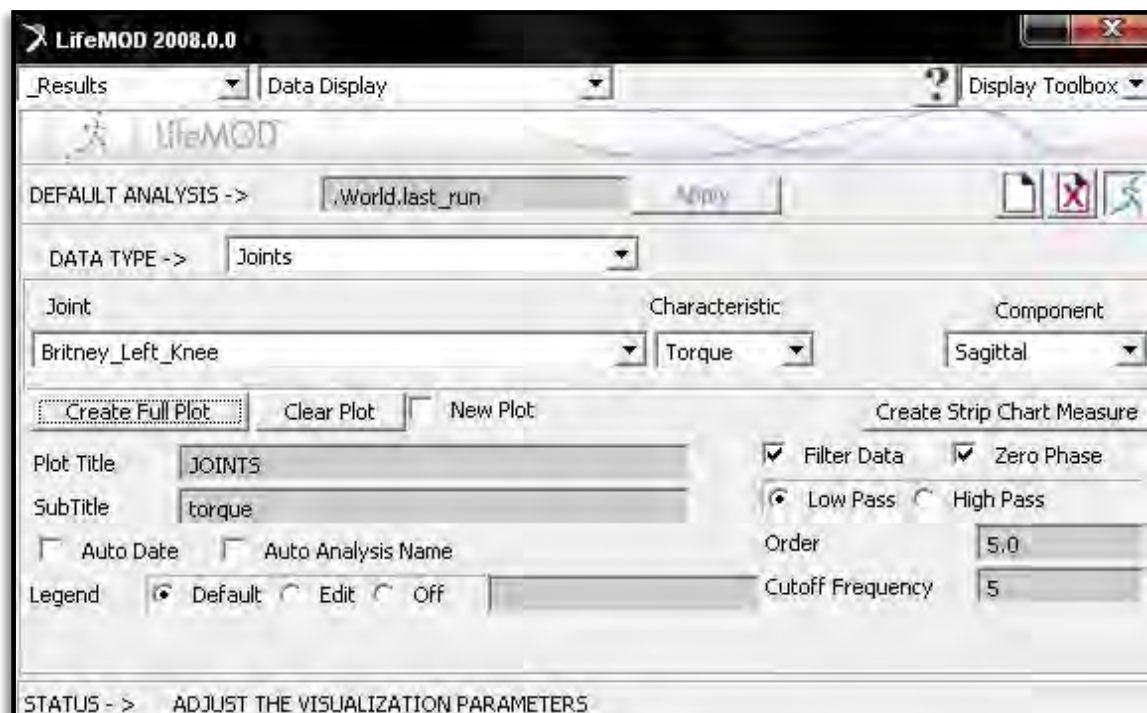
Painel que permitiu a criação dos “agentes perseguidores do movimento”



Painel que permitiu a análise dinâmica



Painel que permitiu a configuração dos parâmetros da apresentação de resultados



Painel que permitiu alterar as definições dos resultados

